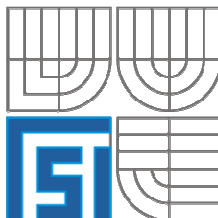




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA TEP KYČELNÍHO KLOUBU – TYP MAYO

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF TOTAL HIP REPLACEMENT - TYPE MAYO

DIPLOMOVÁ PRÁCE
DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JIŘÍ RÝDEL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2008

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Akademický rok: 2007/08

ZADANÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Jiří Rýdel

který/která studuje v **magisterském studijním programu**

obor: **Aplikovaná mechanika (3901T003)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem 5.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním Řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformační a napět'ová analýza TEP kyčelního kloubu – typ Mayo

v anglickém jazyce:

Stress - strain analysis of total hip replacement – typ Mayo

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedním z progresivně se rozvíjejících oborů je stomatologická implantologie. Úspěšná aplikace implantátu závisí na řadě faktorů, mezi které patří také mechanická interakce mezi kostní tkání a implantátem.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření geometrického modelu dvou zubních implantátů typu BOI.
3. Vytvořte výpočtový model implantátů s kostní tkání a proveďte výpočtové řešení.
4. Na základě výpočtového řešení provedení analýzy výpočtového modelu a výsledků řešení.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Šimůnek A. a kol.: Dentální implantáty, Nucleus HK, 2001
- [3] Ihde, S.: Principles of BOI, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005, ISBN 3-540-21665-0
- [4] HeHwing,E., Klimek, J., Attin, T.: Záchovná stomatologie a parodontologie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2003, ISBN 80-247-0311-4

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2007/08.

V Brně, dne 27.11.2007



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jiří Rýdel

Bytem: Cyrilometodějská 885, 766 01 Valašské Klobouky

Narozen/a (datum a místo): 11.9. 1983, Vyškov

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta strojního inženýrství

se sídlem Technická 2896/2, 616 69 Brno

jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:

Ing. Zdeněk Florian, CSc.

(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
 - ☐ diplomová práce
 - ☐ bakalářská práce
 - ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Deformačně napět'ová analýza čelisti se zubním implantátem
BOI

Vedoucí/školitel VŠKP: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v *:

- ☐ tištěné formě — počet exemplářů: 2
- ☐ elektronické formě — počet exemplářů: 1

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

* hodící se zaškrtněte

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☐ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne:

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Prohlášení o autorství

Prohlašuji, že jsem práci vypracoval sám pod vedením Ing. Zdeňka Floriana CSc. s využitím dostupné literatury.

V Brně 20.5. 2008

Jiří Rýdel

Poděkování

Poděkovat bych chtěl zejména svému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Florianovi CSc. za jeho ochotu, vstřícnost, trpělivost a cenné rady v průběhu celé práce.

Dále děkuji Ing. Tomáši Návratovi PhD. za pomoc v celém průběhu tvorby mé diplomové práce.

V neposlední řadě bych chtěl poděkovat rodině, která mě po celou dobu studia podporovala.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá kyčelními endoprotézami, zejména pak endoprotézou conservative Mayo. Součástí práce je rešeršní studie zaměřená na anatomii, druhy a moderní trendy v endoprotetice. Na základě informací z rešeršní studie, získaných CT řezů a pomocí systémů Ansys Workbench, Rhino Ceros a Catia byl vytvořen model proximální části femuru a TEP Conservative Mayo. Následně je sestaven celkový výpočtový model na kterém je provedena deformačně – napěťová analýza.

KLÍČOVÁ SLOVA

Deformačně napěťová analýza, totální endoprotéza kyčelního kloubu, model geometrie, model vazeb, zatížení v kyčelním spojení, výpočtový model, artróza, druhy endoprotéz, anatomie kyčelního kloubu.

ABSTRACT

This diploma thesis deals with hip endoprosthesis, primarily with endoprosthesis conservative Mayo. A part of this paper considers a study aimed at an anatomy, types and modern trends in endoprothetic. On the basis of this study, gained CT data and the help of systems Ansys Workbench, Rhino Ceros and Catia there was made a model of proximal part of femur and TEP Conservative Mayo. A computational model was build up afterwards, which was used for a stress-strain analysis.

KEY WORDS

Stress-strain analysis, total hip replacement of the hip joint, model of geometri, model of material, model of loads and displacement, load in the hip joint, solution model, arthrossis, types of the proshessis, anatomy of the joint.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

RÝDEL, J. *Deformačně napět'ová analýza TEP kyčelního kloubu – typ Mayo*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 65s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

OBSAH

1.	ÚVOD	13
2.	PROBLÉMOVÁ SITUACE	14
3.	FORMULACE PROBLÉMU	14
4.	CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE	15
5.	METODY ŘEŠENÍ.....	15
6.	SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN.....	16
6.1.	Vstupní veličiny	16
6.2.	Nezávislé veličiny	17
6.3.	Závislé veličiny:	17
7.	REŠERŠNÍ STUDIE.....	17
7.1.	Rešeršní studie dostupné literatury	17
7.2.	Historie a rozdělení endoprotéz	20
7.2.1.	Částečné endoprotézy (cervikokapitální)	21
7.2.2.	Totální (úplná) endoprotéza.....	21
7.2.3.	Cementační endoprotézy	21
7.2.4.	Bezcementační endoprotézy	21
7.2.5.	Hybridní endoprotézy.....	22
7.2.6.	Krátké endoprotézy	22
7.3.	Endoprotéza conservative Mayo.....	23
8.	ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ POZNATKY K DANÉ PROBLEMATICE	24
8.1.	Anatomické názvosloví.....	24
8.2.	Směry a roviny	25
8.3.	Směry pohybu na trupu a končetinách	27
8.4.	Výška a hmotnost.....	27
8.5.	Kost (os).....	28
8.6.	Kost stehenní (femur).....	29
8.7.	Kloub kyčelní, articulatio coxae	30
9.	DŮVODY PRO POUŽITÍ ENDOPROTÉZ.....	31
9.1.	Artróza	31
9.2.	Vznik a vývoj artrózy.....	32

9.3.	Průběh operace	33
10.	TVORBA MODELU	34
10.1.	Tvorba modelu geometrie	34
10.1.1.	Tvorba modelu geometrie endoprotézy.....	34
10.1.2.	Tvorba modelu geometrie femuru	37
10.1.3.	Poloha TEP	38
10.2.	Model materiálu	39
10.2.1.	Model materiálu endoprotézy.....	39
10.2.2.	Model materiálu proximálního konce femuru	39
10.3.	Model zatížení.....	41
10.4.	Výpočtový model.....	48
10.4.1.	Model vazeb	48
10.4.2.	Výběr prvků	49
10.4.3.	Vytvoření konečněprvkové sítě.....	50
10.5.	Použitý hardware.....	51
11.	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	51
11.1.	Posuvy v osách x a y	51
11.2.	Deformačně – napěťová analýza TEP (kontakt „bondet“)	52
11.3.	Deformačně – napěťová analýza kostní hmoty (kontakt „bondet“).	53
11.4.	Intenzita přetvoření (kontakt „bondet“)	55
11.5.	Posuvy v osách x a y (kontakt „frictionless“)	55
11.6.	Deformačně – napěťová analýza TEP (kontakt „frictionless“).	56
11.7.	Deformačně – napěťová analýza kostní hmoty TEP (kontakt „frictionless“).	57
11.8.	Intenzita přetvoření (kontakt „frictionless“)	59
11.9.	Rozložení kontaktního tlaku	59
11.10.	Analýza výsledků	60
12.	ZÁVĚR	61
13.	LITERATURA.....	62
14.	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	64
14.1.	Použité symboly	64
14.2.	Použité zkratky:.....	65

1. ÚVOD

Moderní životní styl by se dal jedním slovem popsat jako uspěchaný. Na člověka je vyvíjen zejména v zaměstnání čím dál tím větší tlak. Aby člověk splnil všechny pracovní povinnosti, musí v práci trávit více času a to především fyzicky nenáročným sezením u počítače. Jelikož v současnosti je moderní dbát o své zdraví a sportovat, snaží se člověk večer vykompenzovat celodenní fyzicky nenáročné aktivity sportem. Při sportu se většinou snaží spálit co nejvíce joulů za pokud možno nejkratší dobu. Proto si vybírá většinou dynamické sporty jako např. aerobic, který se vyznačuje rázy a krátkodobým přetěžováním kloubů. Z toho vyplývá, že se ke svým kloubům chováme velmi nešetrně, což se začíná v plné míře projevovat ve zvýšeném počtu onemocnění kloubů.

Jak již bylo nastíněno, většina z nás se ke svému kloubnímu aparátu nechová příznivě. To má i své následky v podobě stále častějších onemocnění kloubů např. artrózy. Artróza je onemocnění, při kterém se postupně ztrácí kloubní chrupavka a dochází dokonce až k přímému tření kostních tkání kloubů o sebe, což je velmi bolestivé. Současná medicína umí pouze zpomalit rozvoj tohoto onemocnění, nikoliv jej však vyléčit.

Jak tomuto onemocnění předejít nebo oddálit jeho nástup, je z výše uvedeného jasné. Jak ovšem pomoci lidem, u nichž již onemocnění propuklo? Pro ně je jedinou možností podrobit se chirurgickému zákroku implantace totální endoprotézy. Právě totální endoprotéze (speciálně typu conservative Mayo) je věnována tato diplomová práce.

2. PROBLÉMOVÁ SITUACE

V současné době existuje pět hlavních druhů kyčelních náhrad. Čtyři tradiční cementované, necementové, hybridní, povrchové a nové tzv. krátké náhrady. Podrobení se operaci, při níž dojde k implantaci některé z tradičních kyčelní endoprotézy znamená pro pacienta poměrně dlouhé omezení pohyblivosti a jiné komplikace. Nejčastěji situace vyžaduje hospitalizaci ještě minimálně šest dní po operaci. Návrat do normálního stavu trvá většinou v rozmezí tří až šesti měsíců. V současné době je snaha tyto doby zkracovat na minimum. Nejen pro vyšší pohodlnost a komfort pacienta, ale také z důvodu finančních. Ve vyspělých zemích je každý den pobytu na lůžku velmi drahý a zatěžující pro celý zdravotní systém. Proto se v současné době vyvíjejí krátké bezstemové endoprotézy. Jak již název napovídá, jsou tyto endoprotézy kratší než standardní (přibližně o 1/3). To má za následek celou řadu výhod. Mezi ně patří například zmenšení traumatu těla pacienta, snížená potřeba léků proti bolesti, ale hlavně zkrácení právě již zmíněné doby hospitalizace a urychlení návratu do standardního života.

Pozitiva těchto endoprotéz jsou jasné. Ovšem tímto zkrácením vyvstává i celá řada otázek. Zde bych nastínil alespoň ty základní. Zkrácením celé endoprotézy pochopitelně dojde i ke zkrácení části, která se kotví do stehenní kosti. Tímto vzniká první otázka, jestli tato kratší délka, a tím i plocha bude dostatečně velká na to, aby dokázala v kosti stehenní endoprotézu dostatečně pevně udržet. Druhá otázka je zcela zřejmá a to, jestli zmenšením geometrie zůstanou zachovány její vlastnosti. Na tyto otázky můžeme odpovědět pouze deformačně - napětíovou analýzou endoprotézy. Ovšem určení deformace a napětí pro tak geometricky, materiálově i vazbově složitou soustavu představuje nutnost vyřešit řadu dílčích problémů.

3. FORMULACE PROBLÉMU

Deformačně napětíová analýza zkrácené totální endoprotézy kyčelního kloubu typu Mayo.

4. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cíle diplomové práce jsou jasně formulovány v zadání, dále pak vycházejí z popisu a formulace problému. Prvním cílem je provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému. Druhým cílem je určení zatížení dřívku totální endoprotézy na úrovni výsledného silového působení. K tomuto bodu řešení je třeba vytvořit model geometrie proximální části femuru a dále model samotné totální endoprotézy Mayo. Následujícím úkolem je vytvoření výpočtového modelu proximálního konce femuru s dřívkem typu Mayo a stručná analýza dosažených výsledků.

5. METODY ŘEŠENÍ

Řešení problému je možné provést několika způsoby:

⇒ Podobnostní modelování

Je založeno na využití základního zákona podobnostního modelování (existenci invariantů podobnosti). Modelovým objektem je materiálový objekt, který má s reálným objektem podobnou geometrii, materiál i strukturu. Děje v něm probíhající mají stejnou fyzikální podstatu jako v reálném objektu. Oba objekty musí mít stejná podobnostní čísla.

⇒ Analogové modelování

Tento způsob problému je charakterizován materiálovými a strukturními odlišnostmi reálného objektu a modelového. Fyzikální procesy probíhající v obou objektech mají rozdílnou fyzikální podstatu, ale stejný matematický popis.

⇒ Experimentální modelování

Modelovým objektem je materiální model, na němž se realizuje experiment s cílem určit neznámé veličiny. Experimentální modelování je charakteristické tím, že reálné a modelové objekty jsou totožné.

⇒ Výpočtové modelování

Výpočtové modelování je charakteristické tím, že podstatné prvky jsou popsány veličinami a vztahy mezi nimi jsou vyjádřeny matematicky. Hodnoty veličin jsou určeny výpočtovým řešením matematicky popsaných vztahů.

Především z finančních a časových důvodů nelze uskutečnit experimentální, podobnostní a analogové modelování. Nejvhodnějším způsobem pro řešení problému vzhledem k dostupnému vybavení je výpočtové modelování. Výpočtové modelování lze realizovat analytickými metodami, numerickými, příp. metody umělé inteligence.

Problém bude řešen numericky, metodou konečných prvků (MKP). K řešení problému byl zvolen výpočtový systém ANSYS Workbench, jehož studijní verze je přístupná na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (ÚMTMB).

6. SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN

Pro úspěšné a správné vyřešení problému je nutné udělat rozvahu, které prvky jsou pro řešení na dané rozlišovací úrovni podstatné. Opomenutí jakéhokoliv podstatného prvku může mít fatální následky v podobě nepřesných, či dokonce zcela chybných výsledků. Naopak zahrnutí prvku, který nemá pro danou rozlišovací úroveň vliv na výsledek, znamená zbytečné zkomplikování a prodloužení výpočtových časů. K minimalizaci těchto rizik je vhodné zavést tzv. systém podstatných veličin.

Ze zadání je patrné, že vstupem jsou údaje o počátečním stavu objektů. Výsledkem by tedy mělo být určení následků na vstupní údaje, z čehož jasně vyplývá, že se jedná o tzv. přímý problém.

6.1. Vstupní veličiny

- Veličiny popisující geometrii objektu.
- Vztahy popisující podstatné vazby řešeného objektu s jeho okolím a na nich probíhající interakce.

- Veličiny, které vyjadřují takovou aktivaci objektu z jeho okolí, která vyvolává na objektu nebo v objektu procesy.
- Veličiny ovlivňující objekt z okolí.
- Veličiny vyjadřující vlastnosti struktury objektu, tj. např. materiálové, fyzikální, mechanické, technologické.
- Parametry popisující procesy a stavy do nichž se objekt v důsledku procesů dostává.
- Projevy a chování objektu a důsledky.

6.2.Nezávislé veličiny

Veličiny popisující tvar a rozměry proximálního konce femuru, femorální komponenta. Materiálové charakteristiky kostních částí a endoprotéz. Okrajové podmínky vazeb těles s okolím a zatížení těles.

6.3.Závislé veličiny:

Posuvy a natočení v objektu, napětí v jednotlivých částích a kontaktní tlaky na stykových plochách.

7. REŠERŠNÍ STUDIE

7.1. Rešeršní studie dostupné literatury

Biomechanické problémy mají komplexní charakter. Odborníci i když musí znát jednotlivé návaznosti jsou odpovědní převážně za řešení z jejich oboru. Proto je důležité udělat kvalitní rešeršní studii. Rešeršní studie by měla kromě mimooborové literatury zahrnovat především práce, které se zabývají podobnou tematikou jako je řešený problém.

Při rešeršní studii jsem se snažil studovat problém od základních znalostí. Mezi zdroje, které mně poskytly základní informace (např. přehled druhů a použití endoprotéz, příčiny pro implantaci endoprotéz nebo třeba průběh operace kyčelních endoprotéz), patří tyto: [5], [6], [7], [9], [10], [12].

- [5] <http://zdravi.doktorka.cz/artroza---hlavni-pricina-bolesti-klobu-/>

Tato stránka seznamuje čtenáře s artrózou. Jednoduchou formou vysvětluje její vznik a vývoj. Zaměřuje se také na rady, jak artróze předejít, popřípadě jak její nástup oddálit nebo alespoň zpomalit její vývoj.

- [6] <http://www.novinky.cz/clanek/102684-endoprotezu-kycelniho-klobu-dostane-rocne-az-13-000-lidi.html>

Tento článek je určen pro laickou veřejnost. Snaží se seznámit čtenáře s problémem artrózy a jejího léčení. Varuje před „zaručenými“ přípravky na uzdravení kloubů a seznamuje s alarmujícími počty lidí, kteří jsou postiženi nebo ohroženi artrózou.

- [7] <http://www.ceskatelevize.cz/vysilani/1095946610-diagnoza/207562241500012-13.11.2007-17:40-endoproteza-kycelniho-klobu.html>

Tento pořad České televize je opět určen pro laickou veřejnost. Jednoduše popisuje vznik a rozvoj artrózy. Navíc je v pořadu názorně ukázána celá operace implantace necementované totální endoprotézy kyčelního kloubu.

- [10] <http://www.ortopedie-fyzioterapie.cz>

Stránka kliniky, kterou založil pan Prof. Čech, jeden z nejvýznamnějších ortopedů u nás. Podílel se na vývoji celé řady endoprotéz a zejména díky své mnohaleté praxi v ortopedii dokázal bez technických znalostí navrhovat endoprotézy, které měly a mají vynikající výsledky. Na stránce je kompletně zpracovaná fotodokumentace implantace kyčelní endoprotézy.

- [12] <http://www.quido.cz/Objevy/endoproteza.htm>

Stránka mapuje historii endoprotéz (převážně kyčelních) po celou dobu jejich vývoje. Popisuje největší problémy, které stály úspěšnému vývoji v cestě. Byly to zejména problémy s výběrem materiálů a jejich vhodné kombinaci tak, aby měly dobré mechanické vlastnosti, hladký povrch a samozřejmě snášenlivost a zdravotní nezávadnost.

Pochopitelně nezbytným předpokladem pro úspěšné vyřešení problému bylo nastudovat základy biologie a anatomie. Zejména pak stavbu kostí a druhy kostní hmoty,

jejich strukturní, ale i mechanické rozdílnosti [2], [4]. Dále pak základy anatomického názvosloví, bez kterých by se nedaly studovat odborné materiály [1], [2].

[1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987

Tato kniha je věnována kosterně svalové soustavě člověka. Je zde podrobně popsána anatomie kyčelního kloubu, ze které jsem posléze vycházel.

[2] Miloš Grim, Rastislav Druga et al.: Základy anatomie (1. obecná anatomie a pohybový systém) Praha, Galén, 2001

Kniha srozumitelně seznamuje se základním anatomickým názvoslovím jako jsou popisy rovin, směrů a základních částí lidského těla. Dále popisuje druhy kostí, rozdílnosti kostních tkání. Popisuje i anatomii jednotlivých kostí, svalů a kloubů. Vše je doplněno srozumitelnými fotografiemi nebo ilustracemi.

Dále jsem se snažil nastudovat co nejvíce informací o tzv. krátkých endoprotézách, zejména o jejich výhodách a přednostech oproti klasickým TEP, k čemuž mi dopomohly zdroje [13], [15]. Zejména jsem se zaměřil na endoprotézu conservative Mayo, kterou se zabývá předkládaná diplomová práce. i [8], [14].

[15] <http://www.mayoclinic.org/hip-replacement/surgery.html>

Tato stránka kliniky Mayo popisuje různé druhy operací kyčelního kloubu, které klinika provádí. Dále se zaměřuje na jimi vyvíjené endoprotézy. Popisuje rovněž výhody endoprotézy conservative Mayo, které se věnuji ve své diplomové práci

[14] <http://www.zimmer.com/z/ctl/op/global/action/1/id/29/template/MP/prcat/M2/prod/y>

Společnost Zimmer se zabývá nákupem a prodejem lékařských pomůcek a nejrůznějším druhem protéz. Stránka seznamuje čtenáře s endoprotézou conservative Mayo. Pro mou diplomovou práci je velkým přínosem srovnání hloubky zásahu do stehenní kosti klasické endoprotézy a endoprotézy konservative Mayo.

Přestože na internetu existuje velké množství literatury, která se věnuje tomuto tématu, je poměrně těžké tyto odborné informace získat. Nejčastěji je volně dostupný pouze abstrakt článku, jeho plné znění je ovšem zpoplatněné. Proto jediným zdrojem, který se věnuje problematice krátkých TEP a jejich srovnání s klasickými, je anglicky psaný zdroj [3].

[3] Albanese C.V., Rendine M., Palma F., Impagliazzo A., Falez F., Postacchini F., Villani C., Passariello R., Santorin F.S.: Bone remodelling in THA: A komparative DXA scan study between conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report., Hip international, Vol. 16 S-3 2006 January-March, Milano

Tento text seznamuje s vědeckým výzkumem, který se zabývá srovnáním jednotlivých krátkých bezcementačních endoprotéz. Ale také tyto endoprotézy porovnává s tzv. konvenčními protézami. Srovnávání je realizováno na základě změny hustoty kostní hmoty v určité době po implantaci endoprotézy s využitím metody DEXA. Snaží se vyhodnocovat, které místa jsou přetěžované, které jsou naopak příliš odlehčené. Součástí tohoto výzkumu je i endoprotéza conservative Mayo a právě RTG snímky z tohoto materiálu byly základním podkladem pro tvorbu modelu geometrie mé endoprotézy.

7.2. Historie a rozdělení endoprotéz

Implantace kyčelní endoprotézy je vnímána jako specifický chirurgický zákrok. Následující čísla však ukáží, že implantace endoprotézy patří v České republice mezi hojně prováděné operace. Podle [6] se podrobí v České republice implantaci endoprotézy až 13 000 lidí ročně. Pro představu tento počet odpovídá polovině všech operativních zákroků, které provedla v roce 2006 na všech svých pracovištích nemocnice u sv. Anny [9]. Tato fakta jasně ilustrují, že artróza je významným problémem.

Zjednodušeně by se daly kyčelní protézy rozdělit dle dvou faktorů. Prvním faktorem je, jestli protéza nahrazuje pouze část kloubního spojení nebo jestli nahrazuje kloub celý (totální). Druhým hlavním faktorem je způsob ukotvení do femuru. Zde rozdělujeme endoprotézy na cementační a bezcementační. V současné době se začíná vyskytovat i třetí faktor pro rozdělení endoprotéz a to velikost endoprotézy.

7.2.1. Částečné endoprotézy (cervikokapitální)

Částečné endoprotézy nahrazují pouze stehenní část kloubního spojení. Acetabulum zůstává po operaci původní, proto je tato metoda použitelná pouze v případě zachovalého



acetabula. Její výhodou je menší náročnost chirurgického zákroku. I přes velkou popularitu této metody v 50. letech se od ní postupně upouští. V současné době se cervikokapitální endoprotézy operují pouze jako dočasné řešení u starých pacientů nad 70 let, kteří nemají dlouhou prognózu dožití. Životnost totiž kvůli poškozování chrupavky acetabula nepřesahuje 10 let.

Obr. 1 Cervikokapitální endoprotéza firmy Beznoska [17]

7.2.2. Totální (úplná) endoprotéza

Tento druh endoprotézy nahrazuje kloub jako celek, což znamená, že je nahrazena i jamka acetabula. U těchto endoprotéz je velkým problémem najít vhodnou kombinaci materiálů pro samotný styk mezi nahrazeným femurem a acetabulem.

7.2.3. Cementační endoprotézy

U těchto endoprotéz se využívá k fixaci v těle pacienta speciální hmota zvaná kostní cement. Tato hmota se připraví v průběhu operace, často se do ní přidávají antibiotika, aby nedocházelo k zánětům. U TEP jsou pomocí kostního cementu fixována jak náhradní jamka acetabula, tak dřík protézy ve femuru. Poslední výzkumy ukazují, že tato metoda má omezenou životnost 10-15 let. Velmi často u této metody dochází k uvolňování jamky acetabula. Z tohoto důvodu není toto řešení vhodné pro mladé a aktivní pacienty.

7.2.4. Bezcementační endoprotézy

Tvar a povrch endoprotézy je konstruován tak, aby byla kost postupně schopna zarůst do povrchu endoprotézy. Povrch endoprotézy bývá nejčastěji opatřen hydroxyapatitovým nástřikem.

7.2.5. Hybridní endoprotézy

Existují ještě tzv. hybridní endoprotézy, které jsou kombinací dvou výše zmíněných endoprotéz. Jedna komponenta je přichycena bez cementu, nejčastěji jamka a druhá pomocí cementu (většinou dřík).



Obr. 2 RTG snímky hybridních endoprotéz (necementovaná jamka, cementovaná stehenní komponenta) [16]

7.2.6. Krátké endoprotézy

V poslední době se začínají vyskytovat i tzv. krátké endoprotézy. Tyto protézy mají celou řadu výhod. Mezi největší výhody patří jejich menší rozměr (oproti standartní endoprotéze mohou být až o třetinu kratší). Díky svým rozměrům umožňují zachovat větší část stehenní kosti a tím pádem má i celá operace menší rozsah. Je jasné, že čím je rozsah operace menší, tím lépe pro pacienta. Další výhodou je, že umožňují pacientovi podstatně rychlejší návrat do standardního života a minimalizují dobu pobytu v nemocnici. Jedinou nevýhodou je jejich novost a s tím spojená neznalost dlouhodobých výsledků. Z krátkodobých výsledků [3], [13] se ovšem zdá, že by tyto krátké endoprotézy mohly být budoucností endoprotetiky. Řeší totiž nebo minimalizují celou řadu problémů. Pro představu zde uvádím obrázek, který porovnává hloubku zásahu klasické dlouhé endoprotézy Mayo a krátké conservative Mayo.



Obr. 3 Porovnání hloubky zásahu krátké a dlouhé endoprotézy Mayo do stehenní kosti [15]

7.3. Endoprotéza conservative Mayo

V této kapitole bych rád představil endoprotézu, které se věnuji ve své diplomové práci. Jedná se o krátkou tzv. konservativní endoprotézu Mayo. Jak již název napovídá, byla endoprotéza vyvinuta na americké klinice Mayo a to Bernardem Morreym [14]. Tato klinika se nachází v Rochesteru ve státě Minnesota. S endoprotézami, ale i ostatními odvětvími lékařské vědy, má bohaté zkušenosti.

Konservativní endoprotéza Mayo je zkrácenou modifikací klasické endoprotézy Mayo, se kterou jsou již více jak dvacetileté výborné klinické zkušenosti. Pro zajímavost bych zde uvedl zprávu televize CNN [8], podle které se právě na této klinice podrobil implantaci kyčelní endoprotézy Mayo bývalý americký prezident George Bush starší. Endoprotéza je pojmenovaná konservativní, neboť zachovává velkou část femuru. Jedná se o endoprotézu totální, nahrazující tedy obě části kloubního spojení. Dále tato endoprotéza patří do kategorie krátkých bezcementačních endoprotéz. Podle [13] má vynikající výsledky.



Obr. 4 Endoprotéza conservative Mayo [14]

8. ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ POZNATKY K DANÉ PROBLEMATICE

Jelikož diplomová práce souvisí s anatomií, používám k popisu směrů, rovin a jednotlivých částí těla převážně latinské pojmenování. Latinské pojmenování má svou logiku a je mezinárodně srozumitelné. Navíc pro některé výrazy ani český ekvivalent neexistuje popř. se téměř neužívá. Tato kapitola je věnována anatomii, ale jedná se pouze o stručný přehled základních pojmů na úrovni nezbytné pro správné pochopení diplomové práce.

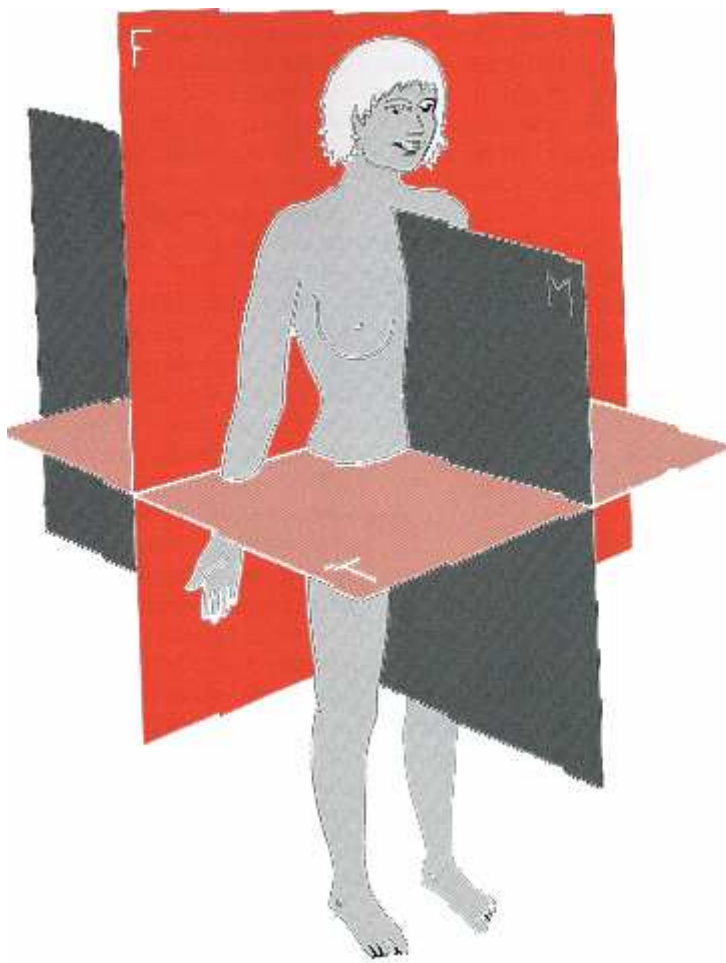
8.1. Anatomické názvosloví

Anatomické názvosloví je základem terminologie používané v lékařství. Je vytvořeno a kodifikováno proto, aby v lékařství a v přírodních vědách byl pro stejný útvar používán jeden termín. Anatomické názvy jsme zdělili po řeckých a římských lékařích (Hippokratés, Aristotelés) a zčásti převzali i z arabské medicíny (Avicenna). Bylo a je dále rozvíjeno

především v latině a latinizované řečtině. Vzhledem k tomu, že vychází z historických termínů obsahuje i řadu názvů, které ztratily původní význam, založený na již překonaném názoru. Např. běžně používaný termín arteria, odvozený z řeckého základu, znamená vzdušnici a je podložen představou, že arterie rozvádějí v těle vzduch. Anatomické názvosloví se stále postupně dotváří a je novelizován. Ve starých učebnicích se dá např. setkat s názvoslovím basilejským z roku 1895 (B.N.A.), pařížským z roku 1955 (P.N.A.). Současná terminologie byla připravena v letech 1990-1998 mezinárodními organizacemi anatomů a publikována v roce 1998. Obsahuje téměř 10 000 termínů a poprvé také jejich anglické ekvivalenty.

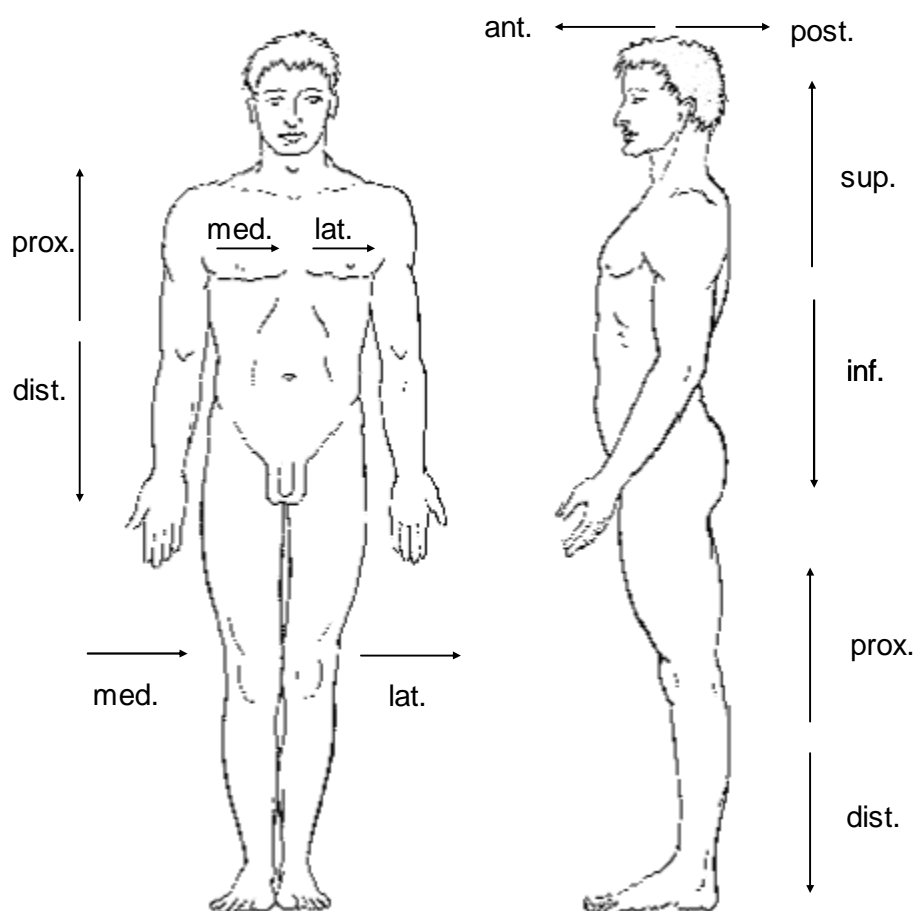
8.2.Směry a roviny

Mezi základy anatomického označování patří označení směrů a rovin. Rovina rovnoběžná z čelem je rovina frontální, rovina probíhající napříč tělem kolmo na dlouhou osu těla je rovina transverzální. Je možné vést nekonečný počet frontálních a transverzálních rovin. Předozadní roviny kolmé na frontální a transverzální rovinu jsou roviny sagitální, přičemž ta, která dělí tělo na dvě symetrické poloviny je rovina mediánní.



Obr. 5 Znáznornění rovin těla: *F- frontální rovina, M-mediánní rovina, T-transverzální rovina*[2]

Termíny používané k označování směrů jsou uvedeny na Obr. 6. K označení směrů nahoru a dolů se na trupu užívají termíny: superior (cranalis)-horní, inferior (caudalis)-dolní. Analogické označení na končetinách je proximális-směr k trupu a distalis-směr k volnému konci končetiny. Dále se používají termíny anterior (ventralis)-přední, posterior(dorsalis)-zadní, medialis-vnitřní, lateralis-zevní, rovněž internus-vnitřní, externus zevní, superficialis-povrchový, profundus-hluboký, dexter-pravý, sinister-levý.



Obr. 6 Označení směrů na trupu a končetinách [2]

8.3. Směry pohybu na trupu a končetinách

Flexio, flexe-ohnutí, extensio, extenze-natažení, adducio, addukce-přitažení, abductio, abdukce-odtažení, rotatio, rotace-otočení okolo osy, circumductio, cirkumdukce-krouživý pohyb, pronatio, pronace-otočení předloktí a ruky dlaní dozadu.

8.4. Výška a hmotnost

Při navrhování endoprotézy bylo pro výpočet třeba určit hodnoty, jako jsou hmotnost, výška atd., proto je užitečné zde uvést jaké jsou anatomické „standards“. Dle anatomie je pro středoevropskou populaci v současné době střední vzrůst u žen udáván v rozmezí

161-173 cm, u mužů 170-184 cm. Odchytky, které jsou nižší nebo vyšší o 20% než dolní, respektive horní hranice uvedených rozmezí, jsou označovány jako trpasličí resp. obří vzrůst.

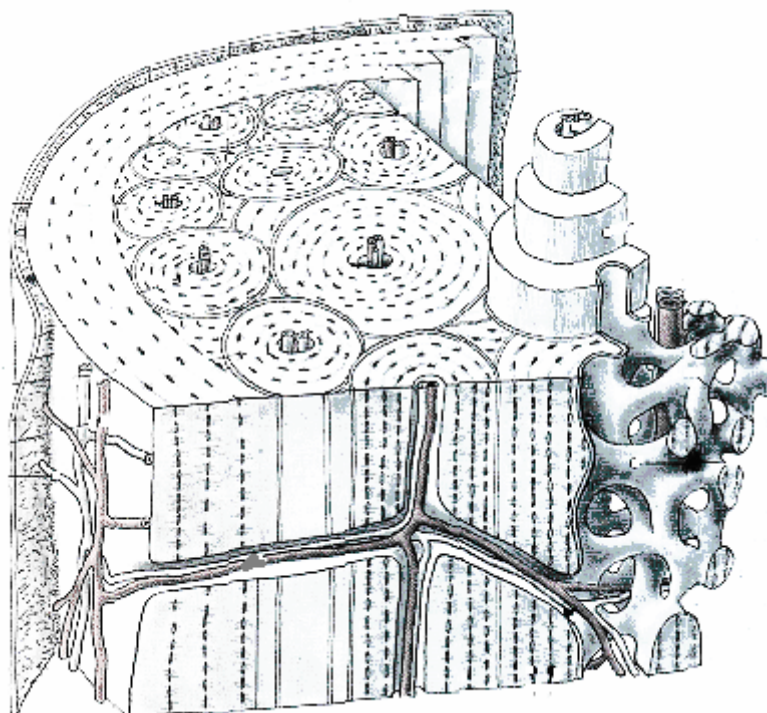
S výškou těla koreluje tělesná hmotnost. Za normu je považována hmotnost (v kg), která odpovídá tělesné výšce v cm nad 1 m. Hmotnost o 10% menší je považována za ideální z hlediska nejvyšší kvality života, zatímco hmotnost o 20-25% větší než norma je již obezita.

8.5.Kost (os)

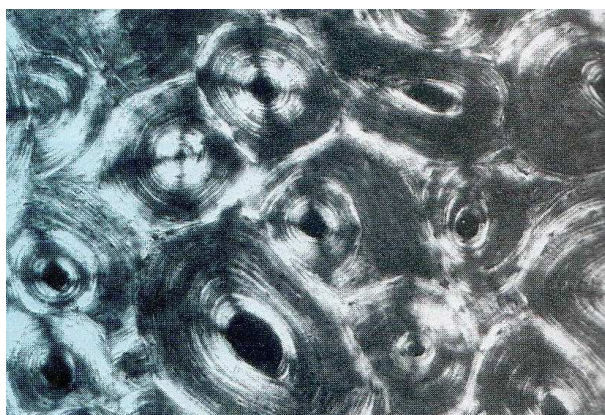
Kost je mineralizovaný a dobře vaskularizovaný typ kostní tkáně. Skládá se ze tří typů buněk (osteoblastů, osteocytů a osteoklastů) a z mezibuněčné hmoty. Kostní tkáň se vyskytuje ve dvou formách: jako hutná kost tzv. kompakta, která se nachází na povrchu kosti a kost trámčitá tzv. spongiosa, která se nachází uvnitř kosti. Podíl obou složek kosti je různý u kostí různého typu. U dlouhých kostí převažuje kompakta v diafýze. Spongioza vyplňuje epifyzární konce dlouhých kostí a tvoří podstatnou část krátkých kostí. Obě formy kostí se navzájem liší objemem kostní hmoty (větší u kompakty) a množstvím a rozsahem dutin v kosti (výrazně větší u spongiózy).

Kost hutná-kompakta je tvořena třemi typy lamel. A to soustřednými lamelami (Haversovými), vmezeřenými (intersticiální lamelami) a obvodovými (plášťovými lamelami).

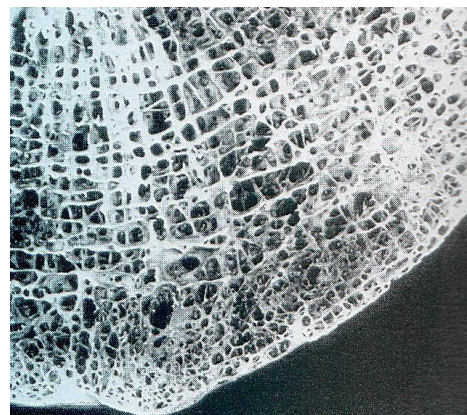
Kost trámčitá (spongiosa) je tvořena mnohonásobně propojenými trámečky a ploténkami. Na řezu připomíná spongiózní kost strukturu mořské houby. U malých je prostorové uspořádání trámeček nepravidelné. S postupným zatěžováním kostí se trámečky přestavují do směru maximálního zatížení a vytváří se architektonika spongiózní kosti. Jejím výsledkem je prostorový vějíř trámců. Trámce jsou uspořádány do pruhů (trajektoriálních systémů). Nejlépe je tato úprava patrná na konci dlouhých kostí Obr. 8. Maximální pevnosti je dosahováno s minimem stavebního materiálu.



Obr. 7 Zobrazení mikroskopické stavby diafýzy dlouhé kosti [2]



Obr. 9a



Obr. 9b

Obr. 8 a) Osteony v příčném výbrusu kompakty b) Uspořádání trámců spongiozy [2]

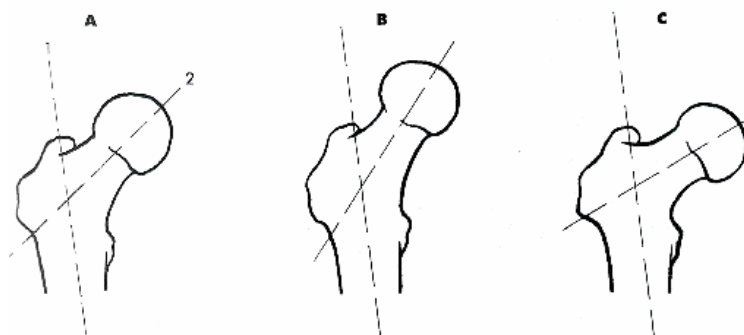
8.6. Kost stehenní (femur)

Stehenní kost Obr. 9 se skládá z hlavice (caput), krčku (collum), těla (corpus) a kondylů (condyli). Caput femoris tvoří kulovou plochu s mírnou vkleslinou. Collum femoris svírá s diafýzou kolodiafyzární inklinací úhel (126° až 130°) a je současně pootočen

vzhledem k frontální rovině dopředu. Mohutné tělo vybíhá proximálně ve dva chocholíky, trochanter major et minor (svalové úpony). V dospělosti je normální kolodiafyzární úhel 126° až 130° . Při menším úhlu než 126° mluvíme o varozitě, při větším o valgozitě. U novorozenců je tento úhel větší (150°).



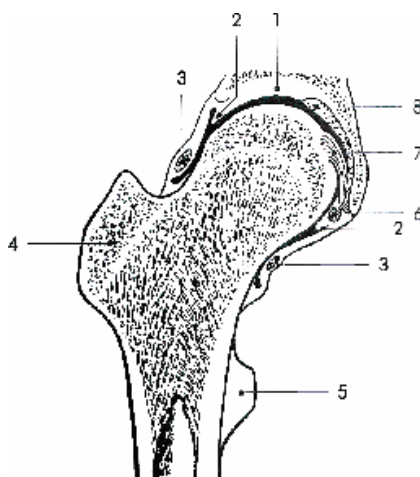
Obr. 9 Kost stehenní – femur [2]



Obr. 10 Kolodiafyzární úhly: A – normální, B – coxa valga, C – coxa vara [2]

8.7. Kloub kyčelní, articulatio coxae

Kyčelní kloub je kulovitý omezený kloub Obr. 11. Kloubní plochy tvoří caput femoris a ve fossa acetabuli facies lunata doplněná o vazivově chrupavčitý lem, labrum acetabuli.



Obr. 11 Zobrazení kyčelního kloubního spojení [2]

9. DŮVODY PRO POUŽITÍ ENDOPROTÉZ

Důvodů pro implantaci kyčelní endoprotézy je celá řada. Mezi nejčastější patří například artróza, nádorové onemocnění proximální části femuru, poškození kyčelního kloubu úrazem atd. Vzhledem k faktu, že v drtivé většině případů je motivem pro implantaci endoprotézy artróza, budu o ní rozsáhleji pojednávat v následujícím textu.

9.1. Artróza

Dalo by se říci, že artróza provází lidstvo celou jeho historií. Paleontologové postupně objevili a zdokumentovali artrózu ve středověku, v době starověkého Říma a dokonce i v neandrtálském období. Ovšem úspěšně se artróza začala léčit až v 19. století, a to zejména díky chirurgické léčbě.

Následujících pár čísel ukazuje, že artróza se stává bez nadsázky problémem pro celou společnost a svým způsobem i pro ekonomiku. Sice toto onemocnění není smrtelné, ale významně omezuje kvalitu života postižených a znemožňuje práci jinak relativně zdravým lidem, kteří se tak stávají závislými na rodině nebo státní pomoci. Podle údajů [5] je artrózou

postiženo přes 50% lidí starších 65 let a u lidí nad 75 let trápí toto onemocnění již více jak 80% populace.

Artróza je nejběžnějším kloubním onemocněním. Je definovaná jako soubor degenerativních a zánětlivých pochodů, které ničí kloubní tkáň, zejména pak chrupavku. Jedná se o onemocnění, které vzniká buď jako následek úrazového poškození nebo se vyvíjí pomalu u jednoho nebo více kloubů na základě opotřebení či systémového onemocnění (revmatismus, dna, apod.).

Příčiny poškození chrupavek mohou mít více důvodů. V naší populaci jsou na prvních místech opotřebení kloubů nevhodné pohybové návyky a nadváha. Častá je rovněž pouřazová artróza. Mezi další příčiny patří například přirozené stárnutí chrupavky, přetěžování kloubů, záněty nebo choroby látkové výměny (dna).

9.2. Vznik a vývoj artrózy

Artróza se vyvíjí postupně tím, že chrupavka ztrácí svou původní pevnost a pružnost, praská a snižuje se její tloušťka. Praskliny v chrupavce umožňují přímý tlak na kost, která se nalézá pod chrupavkou. Tento povrch kosti je velmi citlivý. Na okrajích kloubních ploch vzniká nová kostní tkáň tzv. návalky, které dále omezují pohyb, dráždí kloubní pouzdro. Následně vznikají vlivem zánětlivých látek zánětlivé změny kloubního pouzdra, bolesti a otoky.



Obr. 12 Zdravý kloub – vrstva chrupavky je pevná, na povrchu hladká a lesklá [18]



Obr. 13 *Narušený kloub, počínající artróza – chrupavka je narušená, rozpraskaná a odlupuje se. Začínají i změny na kosti pod chrupavkou – lze zjistit i na RTG [18]*



Obr. 14 *Opotřebovaný kloub, pokročilá artróza. Chrupavka je výrazně opotřebovaná, v zátěžových místech je „sedřená na kost“. Pokračují změny na kosti – zesiluje se a zahušťuje povrchová vrstva kosti, přetížením vznikají v kosti dutiny – cysty [18]*

9.3.Průběh operace

Implantace kyčelní endoprotézy je operativní zákrok, který nejčastěji vyžaduje celkovou narkózu. Poté, co se operatér dostane k samotnému kloubnímu spojení, je pacientovi odebrána poškozená femorální hlavice. Následně je pomocí rašplí postupně uzpůsobováno kostní lůžko ve femuru velikosti dříku dané protézy. Při užití necementovaného dříku by měla dutina ve femuru co nejvěrněji odpovídat tvaru dříku (jako v případě endoprotézy, kterou se zabývám). U cementovaných pak musí být dutina větší o tloušťku cementové vrstvy. Do připraveného lůžka je následně zapuštěn dřík s hlavicí. Nakonec je tato hlavice zakloubena do jamky a tím je obnoveno spojení mezi femurem a pánví.

10. TVORBA MODELU

Bez nadsázky se dá říci, že biomechanické problémy jsou jedny z nejsložitějších úloh mechaniky vůbec a to z mnoha důvodů. Mezi hlavní patří to, že se v oblasti biomechaniky vyskytují velmi složité a nepravidelné tvary těles, které se obtížně modelují. Je pravda, že v tomto ohledu není biomechanika ojedinělá, ale zde k tomuto jevu dochází v kombinaci s velice složitými modely zatížení, vazeb a materiálu. Při modelu zatížení musíme uvažovat síly od svalů, které bohužel nejdou přesně zjistit (viz. model zatížení). Stejný problém se vyskytuje i u modelu materiálu, kdy je problémem nejen to, že se v kosti nachází dva typy kostní hmoty (viz kapitola 8.5), ale také to, že při experimentálním určování mechanických hodnot musí být jak svaly, tak kosti z pochopitelných důvodů z těla vyjmuty. Tím ovšem svaly ztrácí své předpětí a kosti např. osychají, což velice ovlivňuje naměřené hodnoty. V neposlední řadě u biomechaniky je i do jisté míry problémem vysoká morální odpovědnost za výsledek. Jakýkoliv omyl totiž může mnoha lidem omezit kvalitu života.

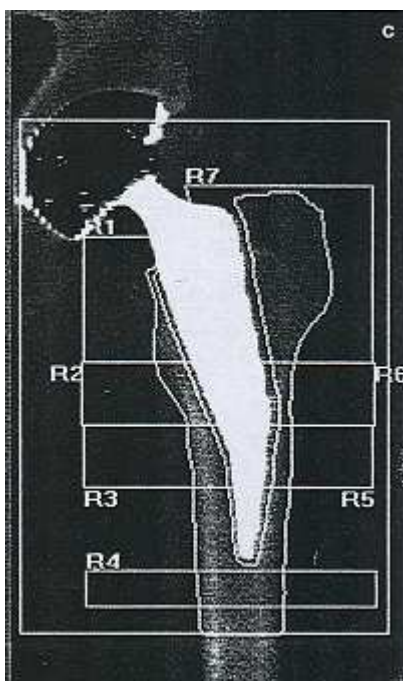
10.1. Tvorba modelu geometrie

Pro numerické řešení úlohy je nezbytné vytvořit modely geometrie. A to jak samotné endoprotézy, tak i proximální části femuru. Tento model jde zhotovit více způsoby, ale v následujících kapitolách bude popsán pouze způsob, který byl použit v předkládané práci.

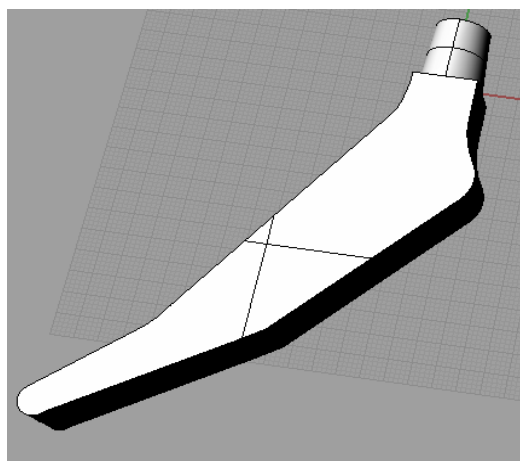
10.1.1. Tvorba modelu geometrie endoprotézy

Tvorba geometrie endoprotézy byla velmi náročná. Prvotním vstupem pro tvorbu modelu geometrie endoprotézy byly rentgenové snímky [3]. Tyto snímky ovšem nebyly v měřítku 1:1 a nebyly ani opatřeny žádnými údaji o měřítku. Tak vznikl první problém a to, jak určit, v jakém měřítku je RTG snímek. Vodítka pro určení měřítka byla dvě a to text [14], který říká, že konservativní endoprotéza Mayo je přibližně 12 cm dlouhá. Druhým vodítkem pak byl samotný RTG snímek femuru. Díky němu a znalostem skutečných rozměrů geometrie femuru bylo měřítko stanoveno na 1:2.

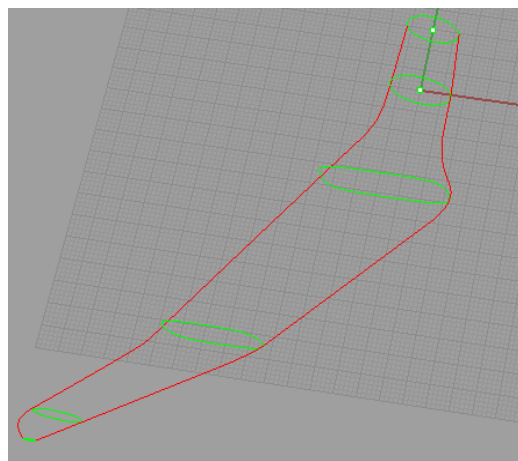
Samotná tvorba geometrie začala překreslením obrysů RTG snímku do programu Solid Works. Poté se celý obrys zvětšil v měřítku 1:2. Tímto jsem získal obrys endoprotézy ve skutečné velikosti. K dispozici jsem měl pouze čelní pohled (2D RTG snímek), proto bylo obtížné správně namodelovat třetí rozměr. Jelikož je konservativní endoprotéza Mayo odvozena od klasické [15], zvolil jsem podobný tvar geometrie. To znamená, že jsou čelní strany rovnoběžné. Poté jsem obrys vysunul o 15 mm. Tím jsem obdržel základní tvar endoprotézy. Tento tvar jsem následně pomocí formátu STEP převedl do programu Rhinoceros. Zde jsem si utvořil z převedeného objektu několik řezů, které jsem následně upravoval tak, aby měly pokud možno stejnou geometrii jako předloha. Dále jsem z každé strany vytvořil křivku, která kopírovala tvar endoprotézy. Nakonec jsem jednotlivé profily spojil příkazem „táhnout po dvou trasách“, přičemž jako trasy sloužily křivky kopírující tvar. Závěrem jsem na zbývajících distální části nevymodelované endoprotézy dotvořil plochu tak, aby plynule navazovala a odpovídala geometrii předlohy. Endoprotézu jsem dokončil příkazem „uzavřít rovinné plochy“. Takto vymodelovanou endoprotézu jsem uložil do formátu STEP, aby byla kompatibilní se systémem ANSYS Workbench.



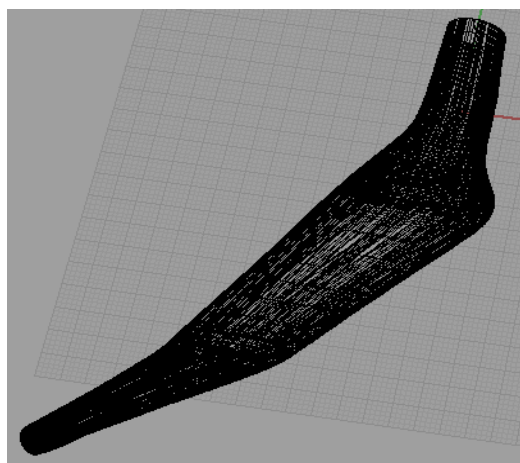
Obr. 15 RTG snímek endoprotézy conservative Mayo, ze kterého se vycházeo při tvorbě modelu geometrie.



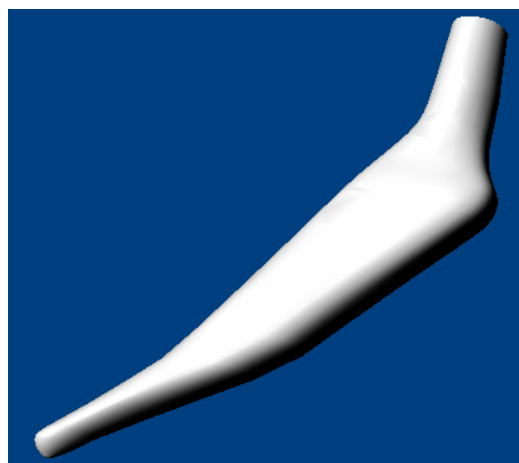
a



b



c



d

Obr. 16 a) základní obrys exportovaný z programu Solid WORKS b) řezy a obvodové křivky v programu Rhino Ceros c) drátové zobrazení endoprotézy d) konečný 3D model

Pozn.: V samotném závěru mé diplomové práce se mi podařilo získat fotografie endoprotézy conservative Mayo, tak jsem vymodelovanou endoprotézu mohl porovnat s originálem (Obr. 17).

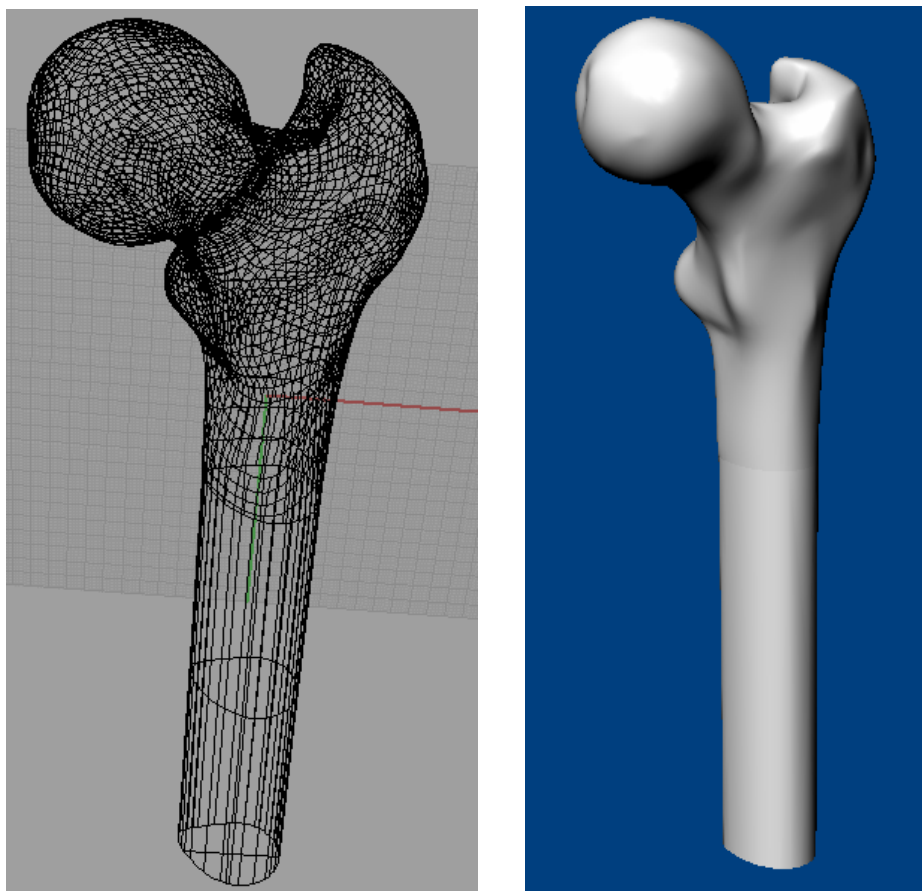


Obr. 17 Porovnání vymodelovaného a skutečného modelu geometrie

10.1.2. Tvorba modelu geometrie femuru

Podkladem pro tvorbu modelu geometrie proximální části femuru byly CT řezy. Počítačová tomografie (Computed Tomography, CT dříve také Computed Axial Tomography, CAT) je radiologická vyšetřovací metoda, která pomocí rentgenového záření umožňuje zobrazení vnitřností těl živočichů, především člověka. Metoda se využívá především v oblasti medicíny, kde slouží k diagnostice širokého spektra poranění a chorob.

Získané řezy byly ve tvaru krátkých úsečků. Jednotlivých řezů bylo 42 a vzdálenost dvou rovin řezu od sebe pak byla 2,5 mm. To znamená, že byly k dispozici data proximální části femuru o délce 10,5 cm. Tato vzdálenost se ovšem ukázala jako nedostatečná, z toho důvodu se dodatečně dotvořilo na základě znalostí tvaru skutečného femuru několik dalších řezů, čímž se celková délka femuru zvýšila na již vyhovujících téměř 30 cm. Každý řez jsem v programu Rhinoceros aproximoval splinem a následně rozdělil na mrak bodů vzdálených od sebe 2,5 mm (tolik byl rozestup jednotlivých řezů). Takto získaný mrak bodů jsem importoval do systému Catia, kde jsem pomocí příkazu „proložit plochu body“ vytvořil plochu.



Obr. 18 *Drátové a konečné zobrazení proximální části femuru*

10.1.3. Poloha TEP

Pro správnou vypovídací hodnotu výpočtu, je nutné endoprotézu do femuru umístit tak, aby se její poloha co nejvíce blížila poloze doporučené výrobcem. To znamená, že proximální část endoprotézy směřuje do pomyslného středu hlavičky stehenní kosti. Tohoto bylo dosaženo s využitím programu Rhinoceros, kde byl ve třech různých vrstvách postupně zobrazen seříznutý femur, endoprotéza a femur i s hlavicí. Protézu byla postupně natáčena a posouvána ve femuru tak, aby měla požadovanou polohu. Což bylo ověřováno pomocí vrstvy, ve které byla umístěna kompletní stehenní kost.



Obr. 19 Srovnání namodelovaného a výrobcem doporučeného umístění TEP [14]

10.2. Model materiálu

10.2.1. Model materiálu endoprotézy

I přes velkou snahu najít informace alespoň o složení materiálu, ze kterého se vyrábí endoprotéza Mayo conservative, se nepovedlo zjistit žádné bližší údaje. Je to zřejmě způsobeno tím, že mezi výrobci endoprotéz je velká konkurence a nikdo nechce zveřejnit své know how. Tento problém jsem vyřešil tak, že jsem ve výpočtu uvedl hodnoty slitiny titanu, ze které se podle dostupných informací vyrábí většina TEP.

A to:

$$E = 1,14 \cdot 10^5 \text{ MPa}$$

$$\mu = 0,3$$

10.2.2. Model materiálu proximálního konce femuru

Ve výpočtovém modelu je materiál femuru řešen jako isotropní. Jak již bylo popsáno v kapitole (viz kapitola 8), kostní tkáň se skládá ze dvou druhů kostní hmoty. Ovšem oba tyto

druhy kostní tkáně mají rozdílnou strukturu, tím i hustotu a samozřejmě také mechanické vlastnosti. Navíc se vzájemný poměr spongiózní a kompaktní kosti mění nejen se vzdáleností od proximálního konce femuru, ale i například vlivem stáří atd. Dalším problémem je, že kosti jsou anizotropním materiálem, přičemž osy anizotropie nejsou na sebe kolmé (i když se pravému úhlu blíží), navíc jsou i zakřivené ve směrech hlavních napětí. Je tedy velmi náročné určit přesné mechanické vlastnosti kostní hmoty. V moderní literatuře [3], [20] se tento problém řeší pomocí tzv. Grünových zón. V mé diplomové práci ovšem problém řeším pomocí dvou druhů kostní hmoty, z nichž každé přiřadím jiné materiálové vlastnosti. Pro popis isotropního materiálu obecně stačí pouze dvě materiálové charakteristiky:

- modul pružnosti v tahu - E [Pa]
- Poissonovo číslo – μ [-]

Kortikální kostní hmota:

Pro kortikální kostní tkáň se v literatuře udávají rozdílné hodnoty, které se pohybují v rozmezí $E = (14 \div 17) \cdot 10^{10} \text{ Pa}$ [22].

Pro Poissonovo číslo se v literatuře uvádí tato hodnota:

$$\mu = 0,3.$$

Ve výpočtu byly užity tyto hodnoty:

$$E = 17000 \text{ MPa}$$

$$\mu = 0,3$$

Spongiosní kostní hmota:

Spongiosní kostní hmota vykazuje menší pevnost než kortikální. Pomocí literatury [22] byly pro výpočet zvoleny tyto hodnoty:

$$E = 500 \text{ MPa}$$

$$\mu = 0,3$$

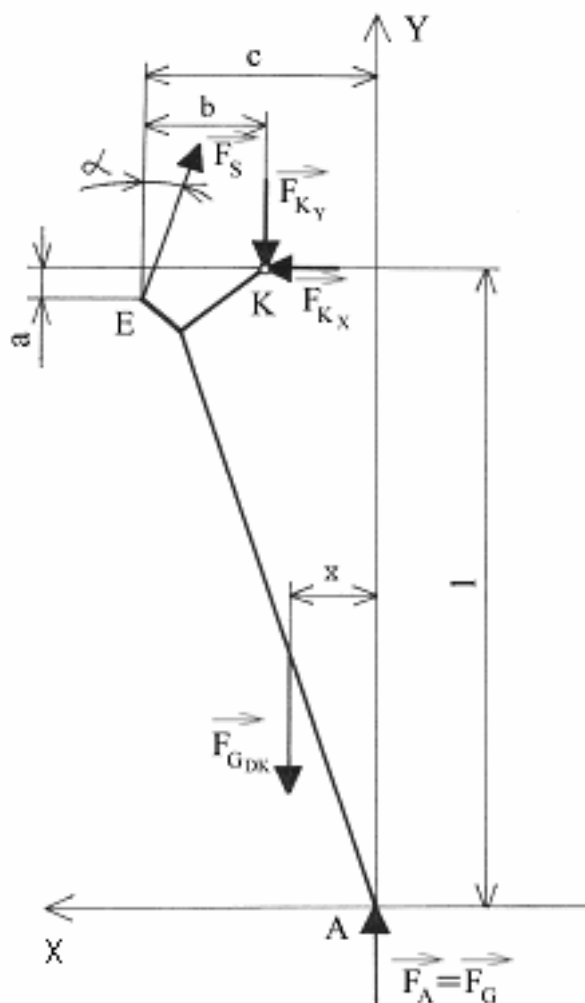
10.3. Model zatížení

Geometrie a rozložení kostí je velmi složitou soustavou. Doplníme-li ještě kosti svaly, které se upínají na mnoha místech a působí rozdílnými silami, pak dostaneme úlohu, která je analytickými metodami neřešitelná. Naštěstí pro vyřešení našeho případu není nutné znát síly působící na všechny kosti a od všech svalů, ale pouze ty, které jsou v oblasti námi řešeného problému tj. kyčelního kloubu. Výpočet převedeme do frontální roviny a budeme počítat s případem, kdy člověk stojí na jedné dolní končetině. Tím dostaneme statické zatížení, z něhož pak určíme velikost a výslednici sil od kyčelních abduktorů. Poté vypočítáme síly působící v kyčelním spojení, které poslouží jako síly působící na stopku endoprotézy při numerickém výpočtu.

Při výpočtu se vycházelo z myšlenky, že osoba stojí na jedné noze. Předpokládá se, že člověk s implantovanou kyčelní endoprotézou nebude vést aktivní sportovní život. Proto se u něj počítá víceméně s klidnou chůzí, jež se pro náš případ blíží mechanickému klidu, který se dá nahradit statickou silou. Další výhodou je, že jsou v aktivitě pouze kyčelní abduktory (střední a malý hýžd'ový sval), čímž se nám úloha zjednoduší.

Při výpočtu se vycházelo z předpokladu, že se jedná o muže výšky $v = 180$ cm a váhy 72 kg. Tyto hodnoty byly zvoleny jako průměrné hodnoty pro dospělého muže sportovní postavy 8.4.

Bod E označuje velký trochanter (trochanter major), bod K označuje střed hlavičky stehenní kosti (caput femoris) a bod A označuje styk nohy s podložkou. Ostatní hodnoty byly vypočítány nebo odhadnuty.



Obr. 20 Silový rozbor dolní končetiny

$$\alpha = 11^\circ$$

$$b = 56\text{mm}$$

$$c = 150\text{mm}$$

$$a = -10\text{mm}$$

$$l = 910\text{mm}$$

$$x = 76\text{mm}$$

$$F_G = m \cdot g = 72 \cdot 9,81 = 706,3N ,$$

kde

- a výška těžiště úponu středního svalu hýžd'ového (*musculus gluteus medius*) od středu hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) ve směru vertikálním (osa y) [mm]
- b vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžd'ového (*musculus gluteus medius*) od středu hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) v směru horizontálním (osa z) [mm]
- c vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžd'ového (*musculus gluteus medius*) od osy symetrie člověka – ve směru horizontálním (osa z) [mm]
- l výška volné dolní končetiny (od podložky až po střed hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) [mm]

F_G síla způsobená tíhou člověka [N]

F_{GDK} síla způsobená tíhou dolní končetiny [N]

F_{KX} síla v kyčelním kloubu působící ve směru osy x [N]

F_{KY} síla v kyčelním kloubu působící ve směru osy y [N]

F_S síla od svalů [N]

α úhel jež svírají svaly s osou y [°]

Pro výpočet síly F_{GDK} je nezbytné určit hmotnosti volné dolní končetiny. Hmotnost jednotlivých segmentů těla je možné zjistit při znalostech výšky a hmotnosti objektu dvěma rozdílnými způsoby. První a méně přesný způsob vychází ze znalostí procentuálního rozložení tělesné hmotnosti. Výsledky jednotlivých autorů zabývajících se touto problematikou se poměrně značně liší. Podstatně přesnější je metoda, kterou se zabývali Zaciorský a Selujanov, kteří radioizotopickou metodou stanovili koeficienty B_0, B_1 a B_2 každého segmentu [21].

Zaciorskeho Salujanova metoda

$$m_i = B_0 + B_1 \cdot m + B_2 \cdot v$$

kde

m hmotnost počítaného segmentu [kg]

B_0, B_1, B_2 experimentálně zjištěné koeficienty množinové regrese [kg], [-], [kg · cm⁻¹]

m celková hmotnost člověka [kg]

v výška člověka [cm]

Tabulka koeficientů pro výpočet hmotností segmentů těla [21]

Segment	B_0 [kg]	B_1 [-]	B_2 [kg · cm ⁻¹]
noha	-0,829	0,0077	0,0073
bérec	-1,592	0,03616	0,0121
stehno	-2,649	0,1463	0,0137

nohy:

$$m_n = -0,829 + 0,0077 \cdot 72 + 0,0073 \cdot 180 = 1,0394 \text{ kg}$$

bérec:

$$m_b = -1,592 + 0,03616 \cdot 72 + 0,0121 \cdot 180 = 3,18952 \text{ kg}$$

stehno:

$$m_s = -2,649 + 0,1463 \cdot 72 + 0,0137 \cdot 180 = 10,3506 \text{ kg}$$

celková hmotnost dolní končetiny:

$$m_{DK} = 1,04 + 3,19 + 10,35 = 14,58 \text{ kg}$$

Tíhová síla dolní končetiny:

$$F_{GDK} = m_{DK} \cdot g$$

$$F_{GDK} = 14,58 \cdot 9,81 \cong 143N$$

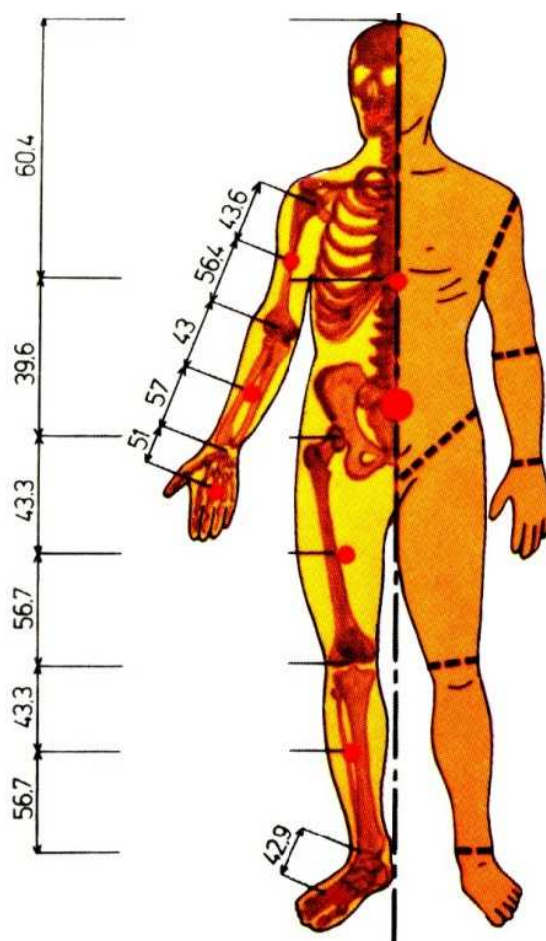
m_n hmotnost nohy [kg]

m_b hmotnost bérce [kg]

m_s hmotnost stehna [kg]

m_{DK} hmotnost dolní končetiny [kg]

Pro výpočet celkového těžiště dolní končetiny potřebujeme znát polohu těžišť jednotlivých segmentů dolní končetiny. Při výpočtu se vychází u jednotlivých segmentů z Obr. 21, kde jsou zobrazeny polohy těžišť jednotlivých částí v procentech jejich celkové délky.



Obr. 21 Polohy těžišť v procentuálním poměru k jejich celkové délce [22]

Nyní můžeme s použitím výše uvedených hodnot počítat polohu těžiště dolní končetiny, což vlastně představuje působíště síly F_{GDK} .

Výpočet polohy těžiště:

$$x_T = \frac{x_n \cdot m_n + x_b \cdot m_b + x_s \cdot m_s}{m_n + m_b + m_s}$$

$$x_T = \frac{6,5 \cdot 1,03941 + 50 \cdot 3,18952 + 118 \cdot 10,3506}{1,0394 + 3,18952 + 10,3506}$$

$$x_T = 95,16 \cong 95mm$$

$$y_T = \frac{y_n \cdot m_n + y_b \cdot m_b + y_s \cdot m_s}{m_n + m_b + m_s}$$

$$y_T = \frac{38 \cdot 1,03941 + 318 \cdot 3,18952 + 736 \cdot 10,3506}{1,0394 + 3,18952 + 10,3506}$$

$$y_T = 594,75 \cong 595 \text{ mm}$$

kde

x_T ...souřadnice těžiště ve směru osy z [mm]

y_T ...souřadnice těžiště ve směru osy y [mm]

x_n, x_b, x_s ... x – ové souřadnice těžišť jednotlivých částí dolní končetiny

y_n, y_b, y_s ...y – ové souřadnice těžišť jednotlivých částí dolní končetiny

Rovnice statické rovnováhy:

$$F_X : -F_{KX} + F_S \cdot \sin 11^\circ = 0$$

$$F_Y : F_G - F_{GDK} - F_{KY} + F_S \cdot \cos 11^\circ = 0$$

$$M_{(K)} : F_G \cdot (c - b) - F_{GDK} \cdot ((c - b) - x) + F_S \cdot \sin 11^\circ \cdot a - F_S \cdot \cos 11^\circ \cdot b = 0$$

Po dosazení do momentové rovnice dostaneme:

$$706,3 \cdot (150 - 56) - 143((150 - 56) - 95) - F_S \cdot \sin 11^\circ \cdot 10 - F_S \cdot \cos 11^\circ \cdot 56 = 0$$

Z rovnice vyjádříme F_S :

$$F_S = \frac{F_G \cdot (c - b) - F_{GDK} \cdot ((c - b) - x)}{(\cos 11^\circ \cdot b + \sin 11^\circ \cdot a)}$$

$$F_S = \frac{706,3(150 - 56) - 143((150 - 56) - 95)}{(\sin 11^\circ \cdot 10 + \cos 11^\circ \cdot 56)}$$

$$F_S = 1167,5 \text{ N}$$

$$F_{SX} = -F_S \cdot \sin 11^\circ = 1167,5 \cdot \sin 11^\circ = -222,8 \text{ N}$$

$$F_{SY} = F_S \cdot \cos 11^\circ = 1167,5 \cdot \cos 11^\circ = 1146 \text{ N}$$

Ze silové rovnováhy v ose x vyjádříme F_{KX} :

$$F_{KX} = F_S \cdot \sin 11^\circ = 1167,5 \cdot \sin 11^\circ = 222,8N$$

Ze silové rovnováhy v ose y vyjádříme F_{KY} a dosadíme:

$$F_{KY} = F_G - F_{GDK} + F_S \cdot \cos 11^\circ = 706,3 - 143 + 1167,5 \cdot \cos 11^\circ = 1709,3N$$

Určení velikosti a směru síly působícím v kyčelním spojení:

$$F_K = \sqrt{F_{KX}^2 + F_{KY}^2} = \sqrt{222,8^2 + 1709,3^2} = 1723,75N$$

$$\cos \beta = \frac{F_{KY}}{F_K} = \frac{1709,3}{1723,75}$$

$$\beta = 7,4^\circ$$

kde

F_K síla působící v kyčelním spojení [N]

β úhel, který svírá síla F_K s osou y [°]

10.4. Výpočtový model

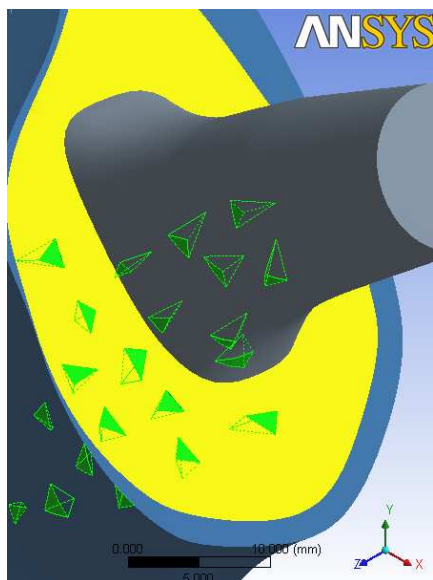
10.4.1. Model vazeb

Každé těleso má nějakou vazbu na okolní tělesa. V našem případě řešíme tři tělesa, která na sebe vzájemně působí a to spongiosu, kompaktu a TEP. Na distálním konci je femur seříznutý, ale v realu kost pochopitelně plynule pokračuje dál. Proto jsem na distálním konci femuru zabránil posuvům ve všech směrech. Co se týče nastavení kontaktu mezi jednotlivými tělesy, tak Ansys Workbench jich umožňuje nastavit celou řadu. Zde se však budu věnovat pouze kontaktům, které jsem použil ve své diplomové práci a zdůvodním, proč jsem daný typ kontaktu použil. Úloha byla řešena pro dva případy. V obou případech byl mezi spongiosou a kompaktní zadán „bondet“, což znamená, že se plochy budou chovat jako slepené. Ve skutečnosti se totiž jedná o jedno těleso. TEP a spongiosa, popř. kompakta tvoří kontaktní dvojici. Na stykové plochy této dvojice jsem zadal v jednom případě rovněž „bondet“. Řešená endoprotéza totiž patří mezi osteointegrační endoprotézy. U těchto endoprotéz se

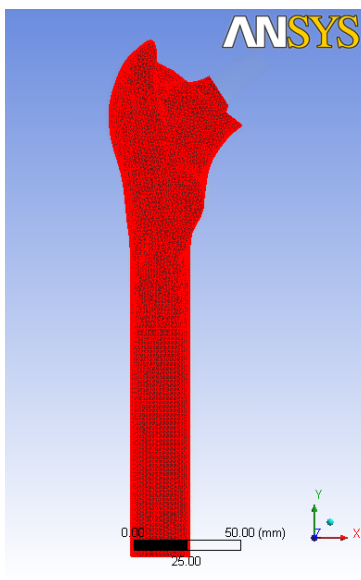
předpokládá, že kost zaroste do endoprotézy, čímž vznikne spojení, které neumožňuje žádné posuvy. Avšak trendem u tzv. krátkých endoprotéz je pacienta „co nejrychleji postavit na nohy“ často se začíná s rozcvičováním už několik dnů po operaci. V tak krátkém časovém úseku je ovšem prakticky nemožné, aby vznikla dokonalá oseointegrace. Z tohoto důvodu byl v druhém případě nastaven kontakt „Frictional“ který umožňuje, aby se tělesa po sobě pohybovala se zadaným koeficientem tření (v předkládané práci byl uvažován koeficient tření 0,4).

10.4.2. Výběr prvků

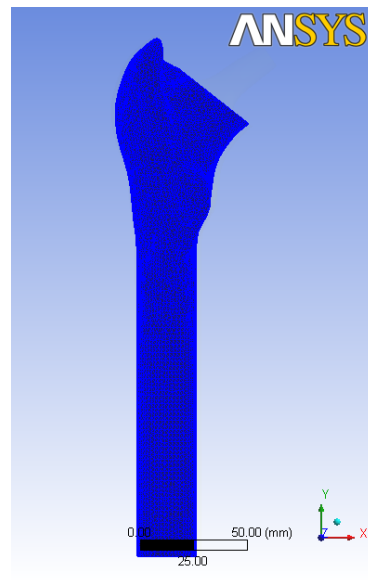
Pro použití MKP je nezbytné nejen vytvoření modelů geometrie jednotlivých zkoumaných objektů, ale především jejich rozdělení na konečný počet prvků (elementů). Každý druh prvku má jiné vlastnosti a je vhodný pro jiný typ modelu. Typů elementů je celá řada, ale dají se rozdělit na tyto následující základní druhy: liniové(link)-jsou vhodné pouze pro řešení tahu nebo tlaku např. prutové konstrukce, rovinné (plane), prostorové (solid) a kontaktní (target, conta). Výběr správného prvku je velice náročný, nicméně jsem měl tuto práci ulehčenou tím, že jsem pracoval s programem Ansys Workbench. Workbench totiž sám automaticky vygeneruje vhodné prvky. V případě řešené úlohy to byly tyto prvky: Solid187, Conta174, Targe170.



Obr. 22 Vyobrazené prvky Solid 187



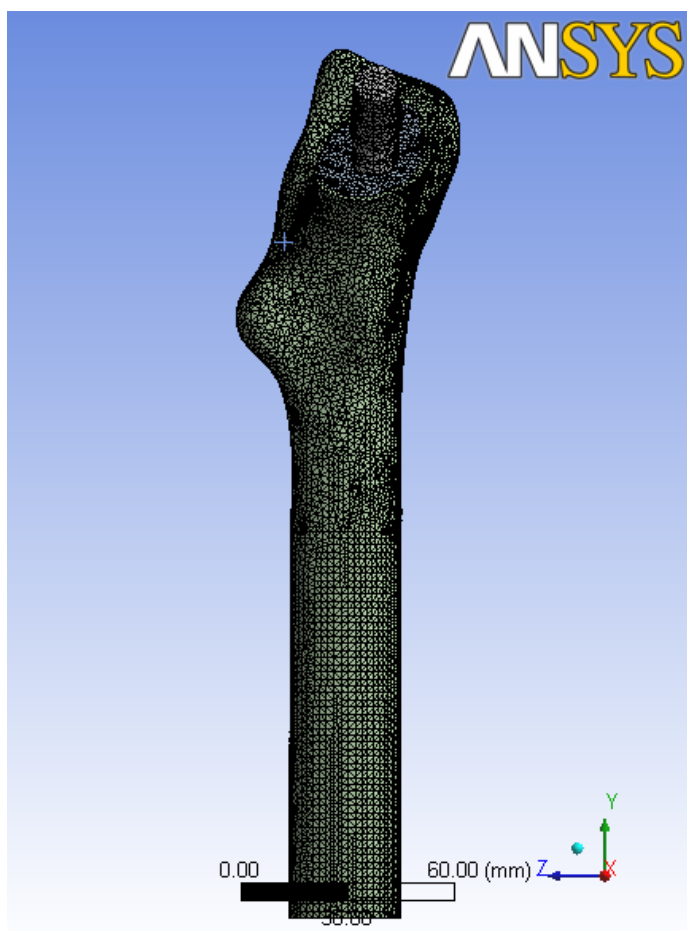
Obr. 23 Prvky Conta 174



Obr. 24 Prvky Target 170

10.4.3. Vytvoření konečněprvkové sítě

Pro realizaci výpočtu pomocí metody konečných prvků je nezbytné vytvořit síť (mesh). Právě tato část tvorby modelu může být rozhodující pro správný výsledek. Obecně by se dalo říct, že platí pravidlo čím jemnější síť (větší počet prvků) tím lépe. Ovšem při zjemňování sítě rostou hardwarové nároky. Proto je důležité najít kompromis mezi příliš jemnou sítí, kterou dané hardwarové prostředky nebudou schopny v reálném čase vypočítat. A na druhé straně příliš hrubou sítí, která může generovat nepřesné výsledky. Ansys Workbench dovede síť automaticky vygenerovat ovšem tato síť není příliš vhodná pro svou hrubost a přílišnou velikost prvků. Proto bylo nutné jednotlivé sítě zjemnit. Na všech tělesech jsem zvolil velikost prvku 2 mm jelikož právě tato hodnota je dle mého názoru vhodným kompromisem mezi výše zmíněnými faktory.



Obr. 25 Zobrazení použité sítě

10.5. Použitý hardware

Diplomová práce byla řešena na mém PC s touto konfigurací:

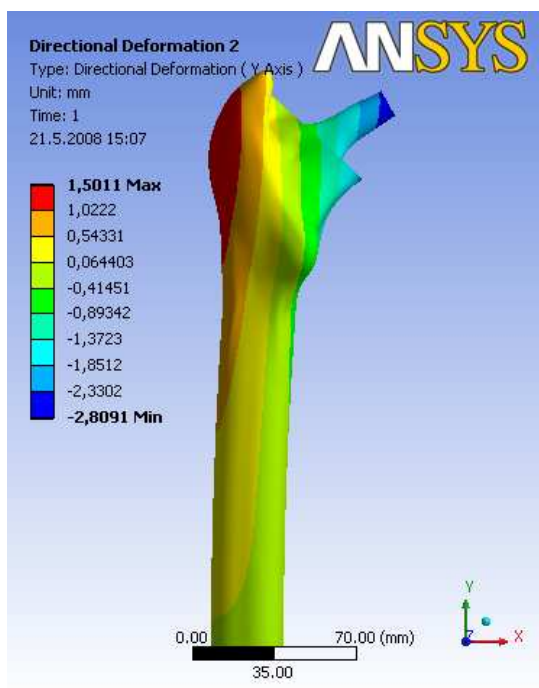
ASUS A6JE Intel Pentium Duo Core 2,1 GHz, 1GB RAM, 100 GB HDD

Zbývající údaje nemají vliv na rychlost výpočtu, proto nejsou uváděny.

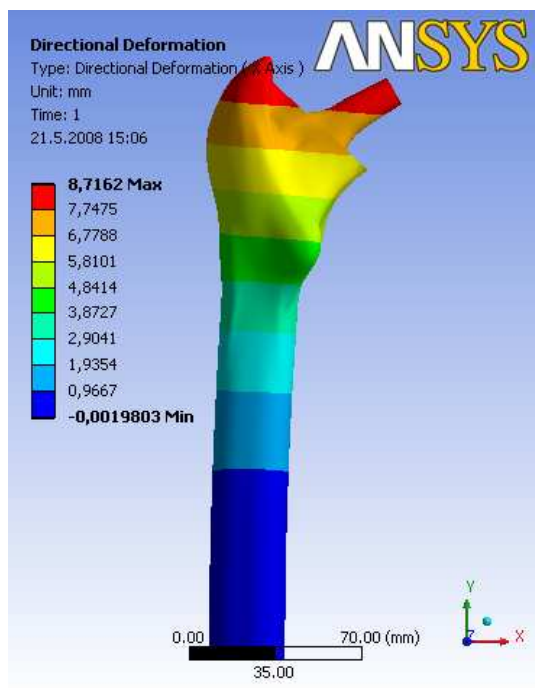
11. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Jedním z cílů této diplomové práce byla deformačně napěťová analýza zadané endoprotézy. Výsledky budou prezentovány grafickou formou.

11.1. Posuvy v osách x a y

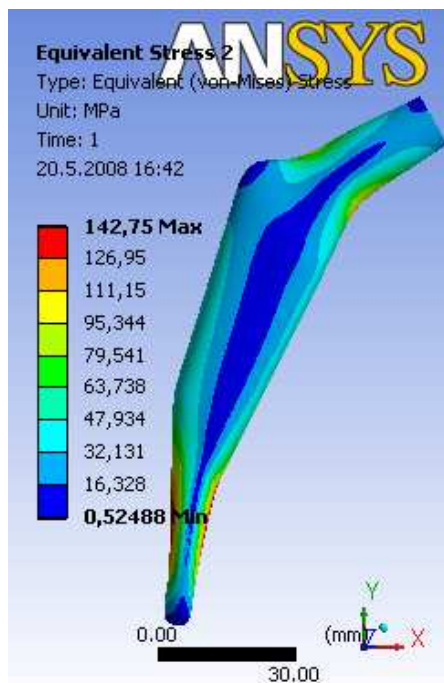


Obr. 26 Posuv v ose x

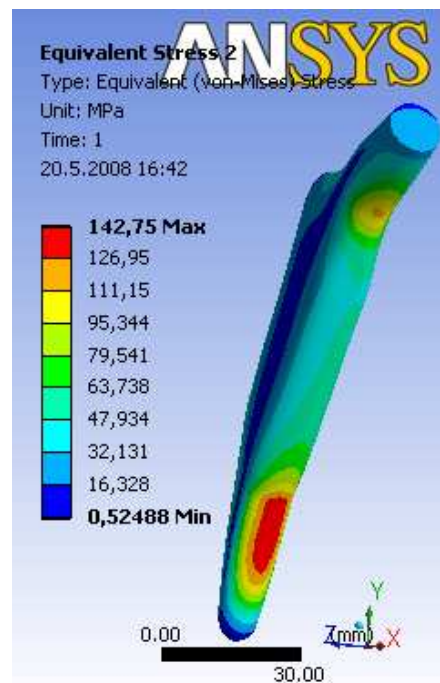


Obr. 27 Posuv v ose y

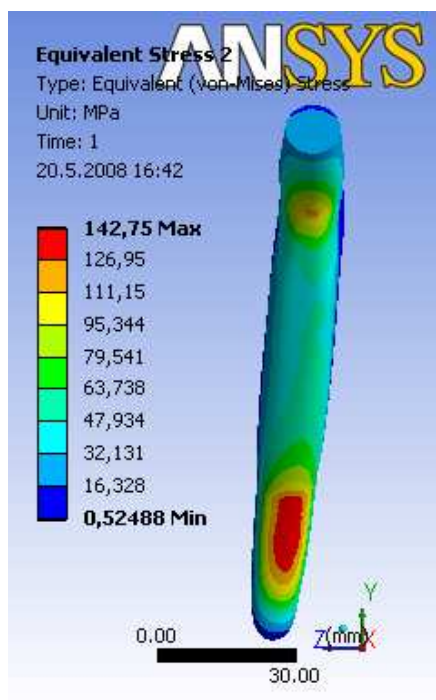
11.2. Deformačně – napěťová analýza TEP (kontakt „bondet“)



Obr. 28 Redukované napětí podle HMH na TEP – levá strana

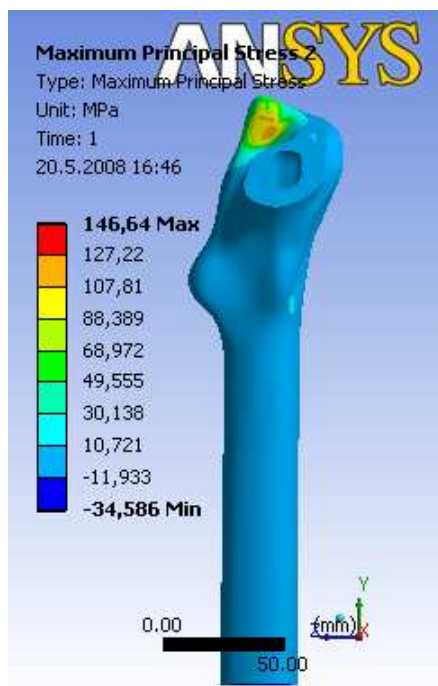


Obr. 29 Redukované napětí podle HMH na TEP

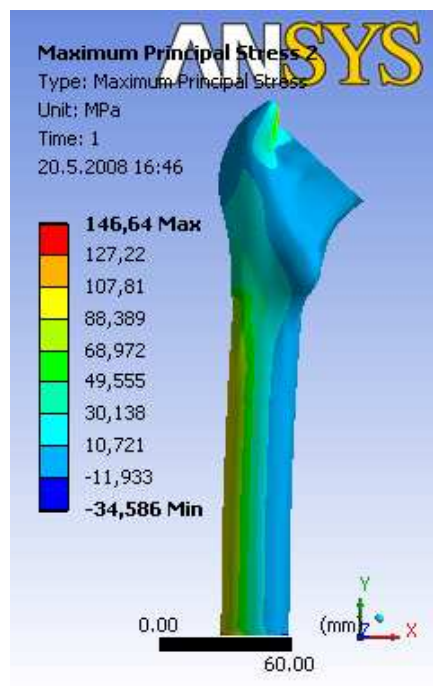


Obr. 30 Redukované napětí podle HMH na TEP – přední strana

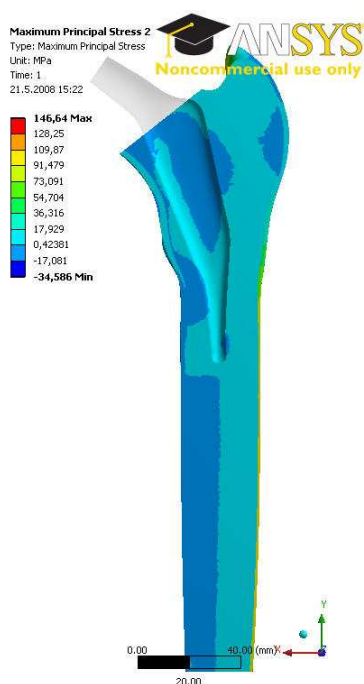
11.3. Deformačně – napěťová analýza kostní hmoty (kontakt „bondet“)



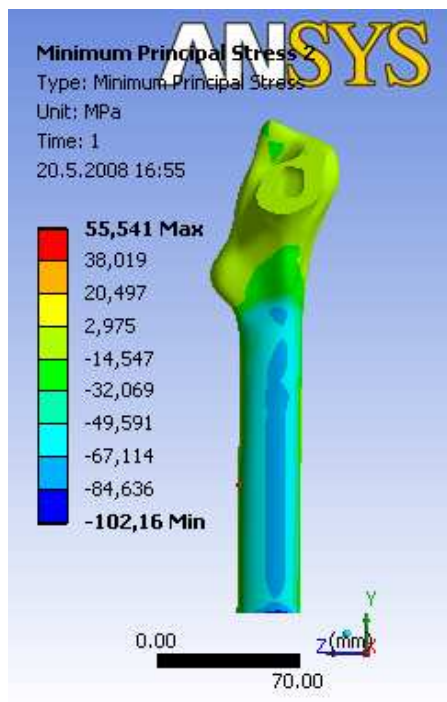
Obr. 31 1. hlavní napětí – přední pohled



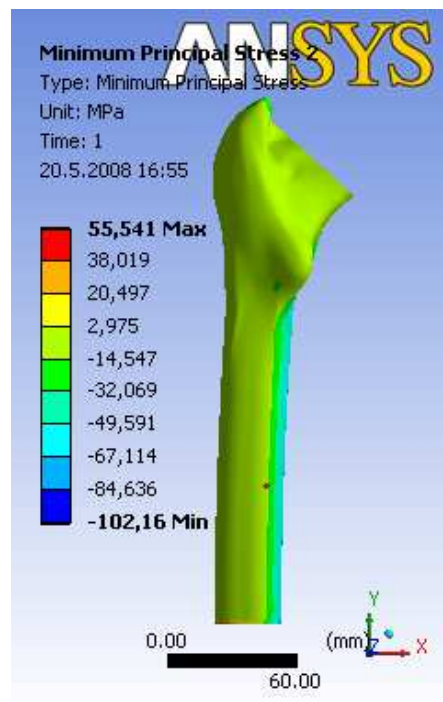
Obr. 32 1. hlavní napětí – boční pohled



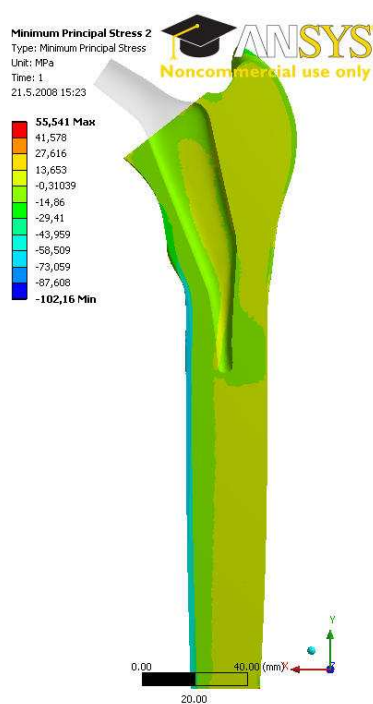
Obr. 33 1. hlavní napětí v řezu



Obr. 34 3. hlavní napětí – přední pohled

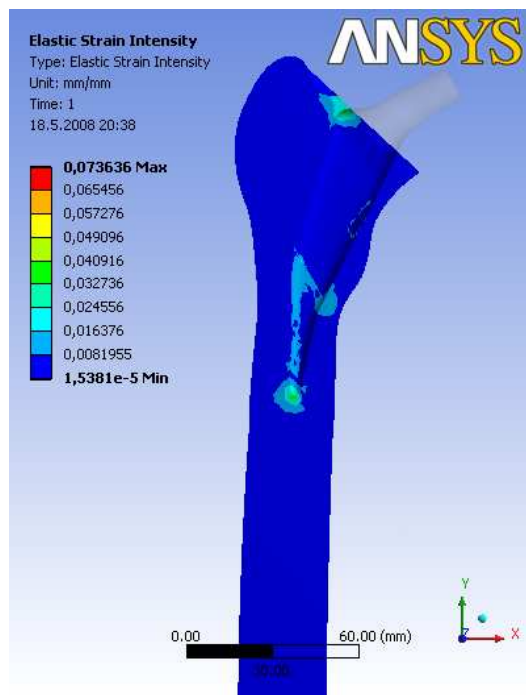
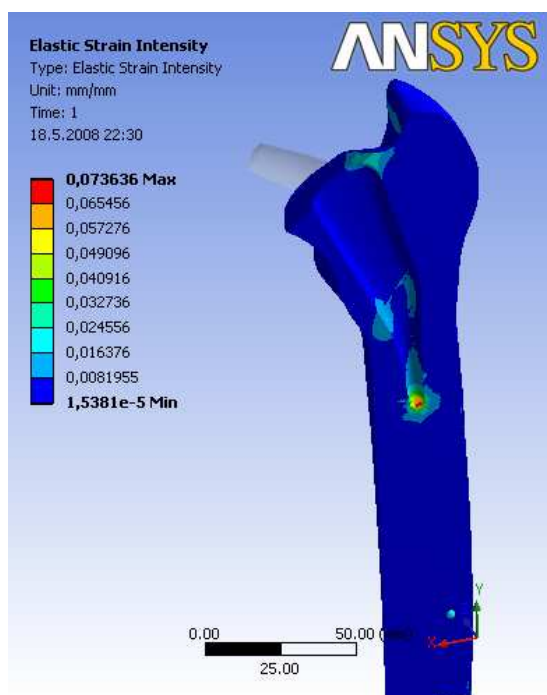


Obr. 35 3. hlavní napětí – boční pohled



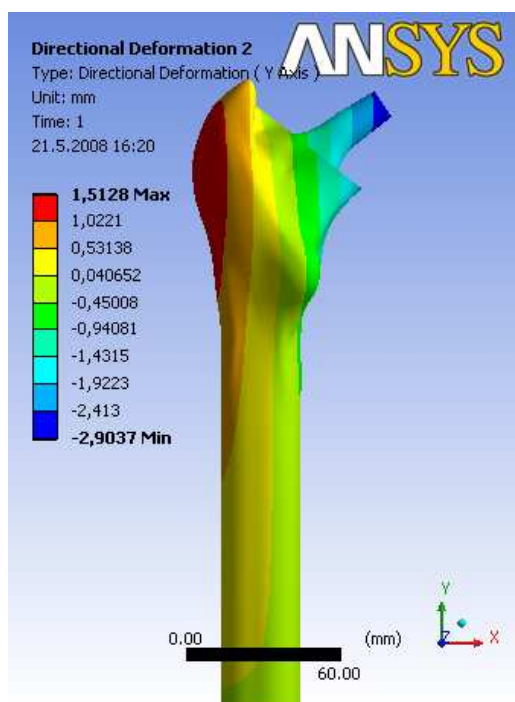
Obr. 36 3. hlavní napětí v řezu

11.4. Intenzita přetvoření (kontakt „bondet“)

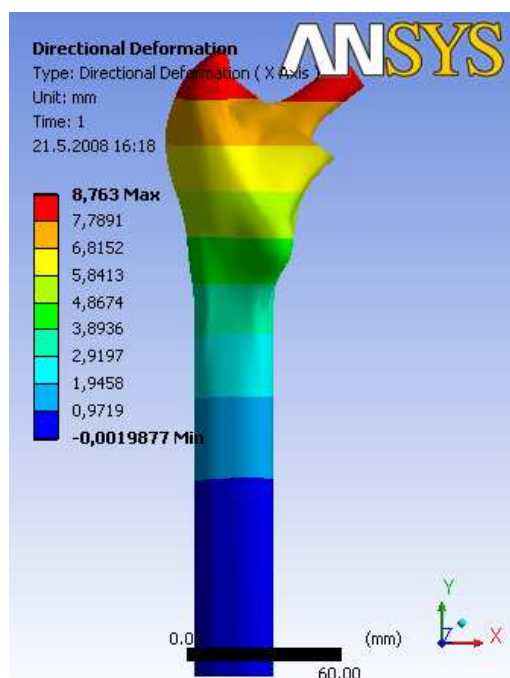


Obr. 37 a Obr. 38 Rozložení intenzity přetvoření

11.5. Posuvy v osách x a y (kontakt „frictionless“)

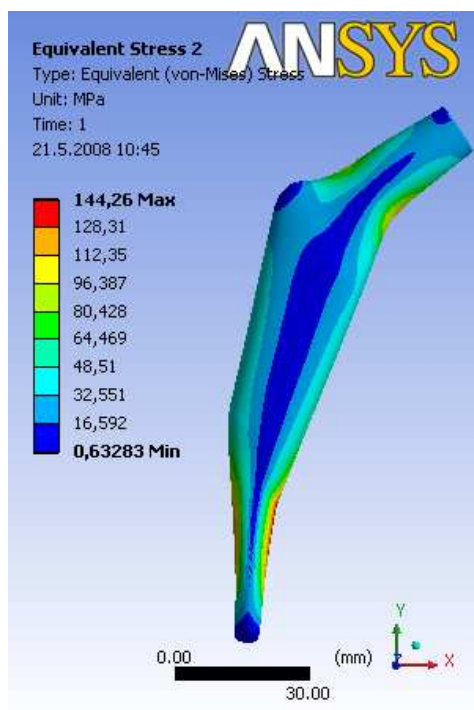


Obr. 39 Posuv v ose x

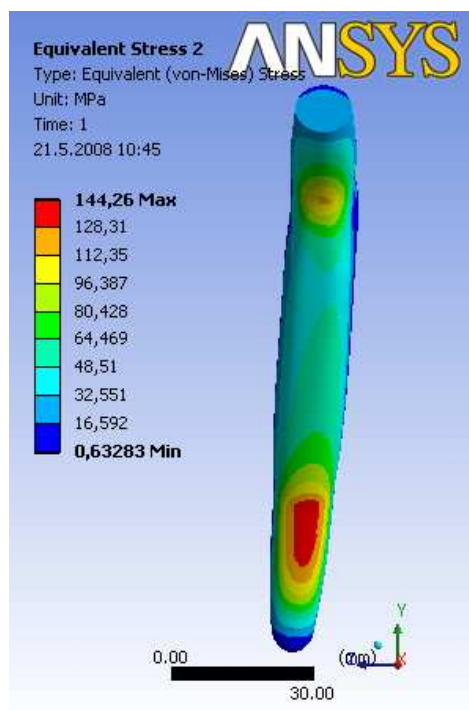


Obr. 40 Posuv v ose y

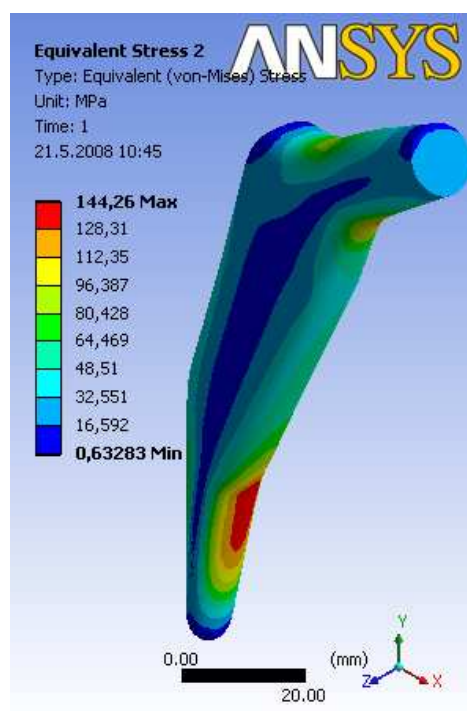
11.6. Deformačně – napěťová analýza TEP (kontakt „frictionless“)



Obr. 41 Redukované napětí podle HMM na TEP – levá strana

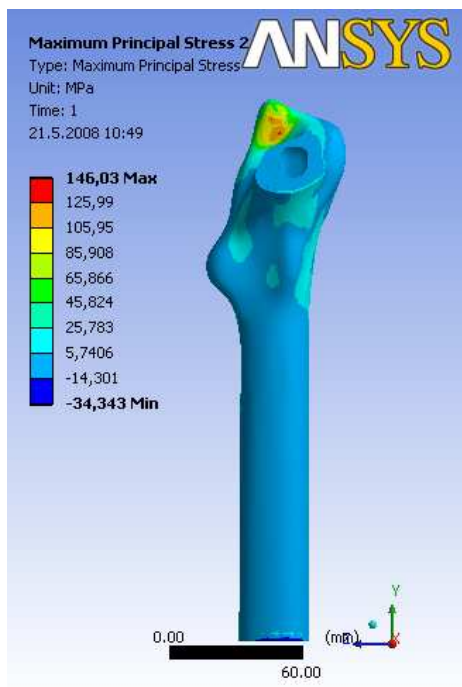


Obr. 42 Redukované napětí podle HMM na TEP – přední strana

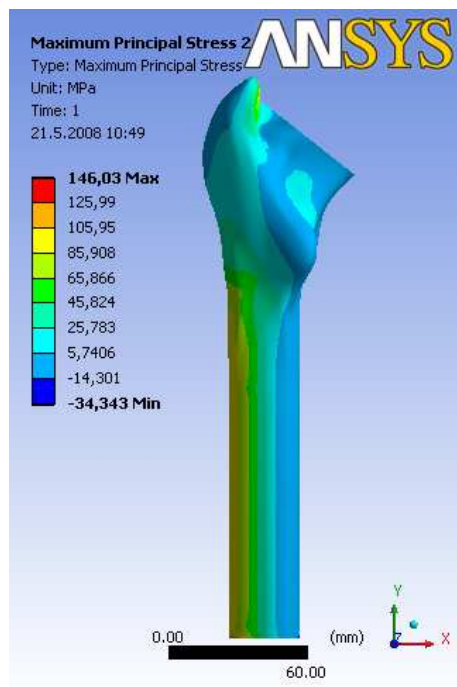


Obr. 43 Redukované napětí podle HMM na TEP

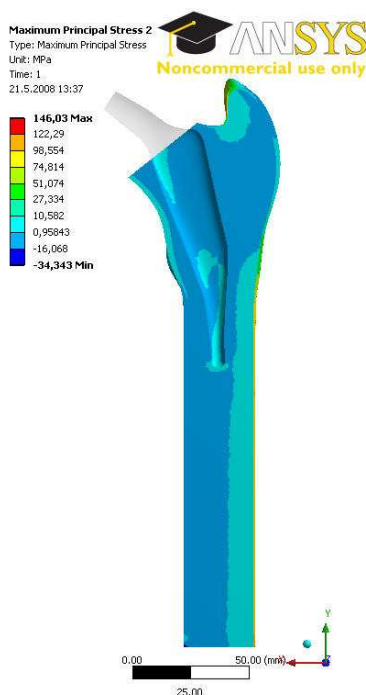
11.7. Deformačně – napěťová analýza kostní hmoty TEP (kontakt „frictionless“)



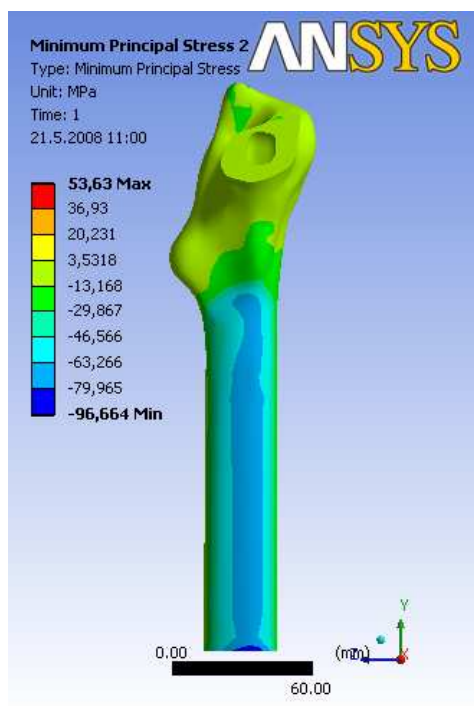
Obr. 44 1. hlavní napětí – přední pohled



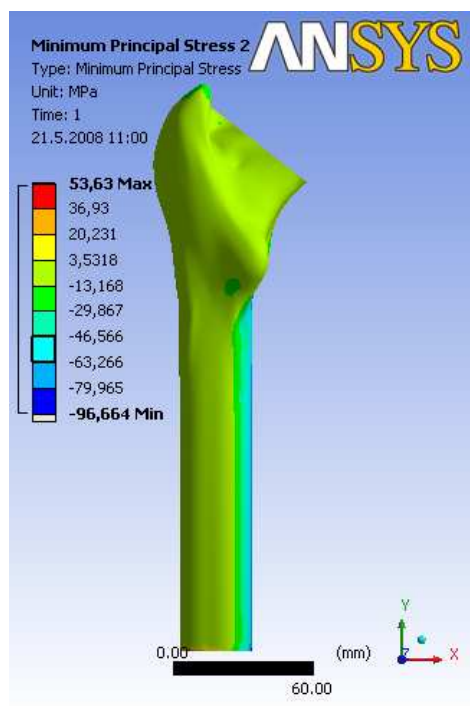
Obr. 45 1. hlavní napětí – boční pohled



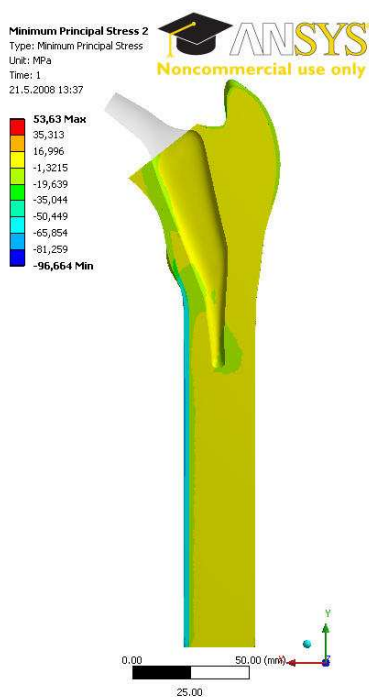
Obr. 46 1. hlavní napětí v řezu



Obr. 47 3. hlavní napětí – přední pohle

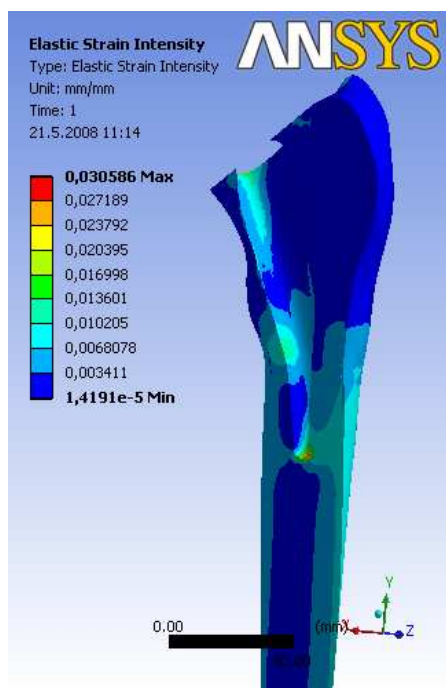


Obr. 48 3. hlavní napětí – boční pohled



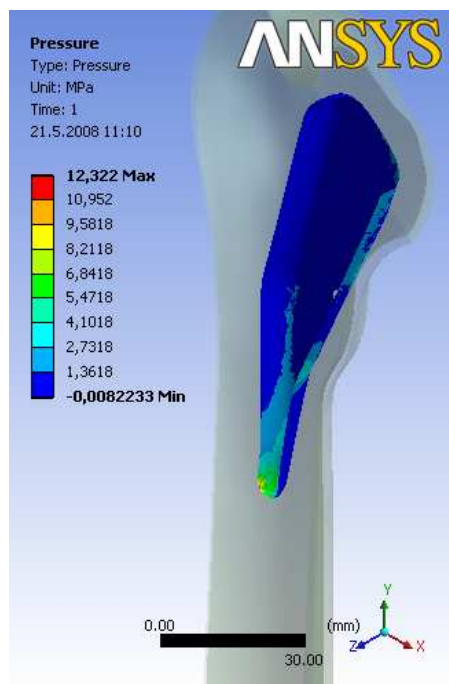
Obr. 49 3. hlavní napětí v řezu

11.8. Intenzita přetvoření (kontakt „frictionless“)



Obr. 50 Rozložení intenzity přetvoření

11.9. Rozložení kontaktního tlaku



Obr. 51 Rozložení kontaktních tlaků v kostní hmotě

11.10. Analýza výsledků

Výpočet byl proveden pro dva typy kontaktů mezi endoprotézou a kostní tkání. V jednom případě bylo realizováno spojení „kontakt bondet“. To znamená, že dotýkající se tělesa byla pevně spojená. Ve druhém případě bylo použito kontaktu „Frictional“

Z výsledků je zřejmé, že mimo oblast spojení, není velký rozdíl mezi výsledky výpočtu s použitým kontaktem mezi protézou a kostí „Bondet“ a „Frictional“ Toto je možné vysvětlit tím, že koeficient tření 0,4 je natolik velký, že soustava těles s kontaktem „Frictional“ se chová podobně jako kdyby byla spojená.

Ze zobrazených posuvů je vidět, že dominantní deformace je ve směru osy y, což je v souladu s předpokladem, protože složka zatěžující síly ve směru y je sedmkrát větší než ve směru x.

Z průběhu napětí na endoprotéze je patrné, že je nejvíce namáhané oblasti jsou distální konec endoprotézy a oblast přechodu krčku do těla endoprotézy. V této oblasti dosahuje napětí hodnoty 146 MPa. Mez kluzu slitin titanu se pohybuje od 700 MPa do 1200 MPa. Z těchto hodnot je patrné, že nedojde k meznímu stavu pružnosti.

Za účelem provedení deformačně napěťové analýzy kostní tkáně bylo vykresleno první a třetí hlavní napětí. Z obrázků vyplývá, že největší gradient napětí vzniká v místě zamezení posuvů a dále na velkém trochanteru, což je způsobeno upnutím svalů. V řezech soustavou je vidět, že většinu zatížení přenáší kortikální část kosti, což je v souladu s charakterem zatěžování a mechanickými vlastnostmi proximálního konce femuru.

12. ZÁVĚR

Cílem této práce byla deformačně napěťová analýza kyčelního kloubu typu Mayo. Dílčím cílem bylo vytvořit model geometrie a následně konečnoprvkový model kyčelního kloubu a TEP. Řešená soustava byla tvořena dříkem endoprotézy Mayo a proximální částí femuru. Na dané rozlišovací úrovni se analýza blíží reálnému kyčelnímu spojení s TEP.

Z analýzy výsledků je patrné, že maximální hodnota intenzity přetvoření se vyskytuje v distální části neanatomické dutiny. Hodnota intenzity napětí v kostní tkáni dosahuje pro variantu modelu spojení dříku s kostní tkání „Frictional“ 0,03 a při variantě „Bondet“ 0,07. Vzhledem k tomu, že v literatuře [23] se uvádí hodnota intenzity napětí, která neovlivňuje metabolismus kostí včetně remodelace 0,1, bylo by vhodné v oblasti maximální intenzity napětí provést detailní analýzu deformace.

13. LITERATURA

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Miloš Grim, Rastislav Druga et al.: Základy anatomie (1. obecná anatomie a pohybový systém) Praha, Galén, 2001
- [3] Albanese C.V., Rendine M., Palma F., Impagliazzo A., Falez F., Postacchini F., Villani C., Passariello R., Santorin F.S.: Bone remodelling in THA: A komparative DXA scan study between conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report., Hip international, Vol. 16 S-3 2006 January-March, Milano
- [4] Přemysl Janíček, Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, hledání souvislostí
- [5] <http://zdravi.doktorka.cz/artroza---hlavni-pricina-bolesti-klobu-/>
- [6] <http://www.novinky.cz/clanek/102684-endoprotezu-kycelniho-klobu-dostane-rocne-az-13-000-lidi.html>
- [7] <http://www.ceskatelevize.cz/vysilani/1095946610-diagnoza/207562241500012-13.11.2007-17:40-endoproteza-kycelniho-klobu.html>
- [8] <http://www.cnn.com/2007/POLITICS/01/04/bush.hip/index.html>
- [9] <http://www.fnusa.cz/files/vzpravy/vzprava2006.pdf>
- [10] <http://www.ortopedie-fyzioterapie.cz>
- [11] <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompodium/biomechanika/>
- [12] <http://www.quido.cz/Objevy/endoproteza.htm>
- [13] http://proceedings.jbjs.org.uk/cgi/content/abstract/88-B/SUPP_I/62
- [14] <http://www.mayoclinic.org/hip-replacement/surgery.html>
- [15] <http://www.zimmer.com/z/ctl/op/global/action/1/id/29/template/MP/prcat/M2/prod/y>
- [16] <http://www.fnbrno.cz/Article.asp?nDepartmentID=841&nArticleID=1586&nLanguageID=1>

- [17] www.beznoska.cz/img/ccep.jpg
- [18] <http://www.tornero-ul.cz/artroza.php>
- [19] <http://www.fbmi.cvut.cz/e/biomaterialy/157.doc>
- [20] Analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a femurem, Ing. Jiří Hudec, Brno 2002
- [21] http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie_hmotnost.php
- [22] Florian, Z., Přednášky z biomechaniky II
- [23] www.porthobiomech.info/surgery.htm

14. SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

14.1. Použité symboly

E [Pa]	Modul pružnosti v tahu
μ [-]	Poissonovo číslo
a [mm]	Výška těžiště úponu středního svalu hýžd'ového (<i>musculus gluteus medius</i>) od středu hlavice kosti stehenní (<i>caput femoris</i>) ve směru vertikálním (osa y)
b [mm]	Vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžd'ového (<i>musculus gluteus medius</i>) od středu hlavice kosti stehenní (<i>caput femoris</i>) v směru horizontálním (osa z)
c [mm]	Vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžd'ového (<i>musculus gluteus medius</i>) od osy symetrie člověka – ve směru horizontálním (osa z)
l [mm]	Výška volné dolní končetiny (od podložky až po střed hlavice kosti stehenní (<i>caput femoris</i>))
F_G [N]	Síla způsobená tíhou člověka
F_{GDK} [N]	Síla způsobená tíhou dolní končetiny
F_{KX} [N]	Síla v kyčelním kloubu působící ve směru osy x
F_{KY} [N]	Síla v kyčelním kloubu působící ve směru osy y
F_S [N]	Síla od svalů
α [°]	Úhel jež svírají svaly s osou y
m_i [kg]	Hmotnost počítaného segmentu
B_0 [kg]	Experimentálně zjištěný koeficient množinové regrese
B_1 [-]	Experimentálně zjištěný koeficient množinové regrese
B_2 [kg · cm ⁻¹]	Experimentálně zjištěný koeficient množinové regrese
m [kg]	Celková hmotnost člověka
v [cm]	Výška člověka
m_n [kg]	Hmotnost nohy
m_b [kg]	Hmotnost bérce
m_s [kg]	Hmotnost stehna
m_{DK} [kg]	Hmotnost dolní končetiny
z_T [mm]	Souřadnice těžiště ve směru osy z
y_T [mm]	Souřadnice těžiště ve směru osy y
F_K [N]	Síla působící v kyčelním spojení
β [°]	Úhel, který svírá síla K F s osou y
σ_t [MPa]	Mez pevnosti v tahu
Re [MPa]	Mez kluzu

14.2. Použité zkratky:

TEP totální endoprotéza

MKP metoda konečných prvků

RTG rentgen (rentgenový snímek, rentgenové vyšetření)

CT computer tomografy – počítačová tomografie